

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ
СКОРСЬКОГО»**

Теплоенергетичний факультет

Кафедра автоматизації проектування енергетичних процесів і систем

"На правах рукопису"

УДК 004.41

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

_____ О.В. Коваль

(підпис)

(ініціали, прізвище)

“ ” _____ 2018р.

Магістерська дисертація

зі спеціальності 121 Інженерія програмного забезпечення
за спеціалізацією Програмне забезпечення розподілених систем
на тему Оцінка впливу гіпокситерапії на систему дихання при хронічному обструктивному захворюванні легень

Виконала: студентка _6_ курсу, групи ТВ-71мп

Романюк Катерина Русланівна

(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Науковий керівник д.т.н., проф. Сліпченко В.Г.

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

(підпис)

Консультант _____

(назва розділу)

(вчені ступінь та звання, прізвище, ініціали)

(підпис)

Рецензент _____

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

(підпис)

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент _____

(підпис)

Київ - 2018

**Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського”**

Факультет теплоенергетичний

Кафедра автоматизації проектування енергетичних процесів і систем

Рівень вищої освіти другий, магістерський

зі спеціальності - 121 Інженерія програмного забезпечення

за спеціалізацією - Програмне забезпечення розподілених систем

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
Коваль О.В.
(прізвище, ініціали) (підпис)
« » 2018р.

**З А В Д А Н Н Я
НА МАГІСТЕРСКУ ДИСЕРТАЦІЮ СТУДЕНТУ**

_____ Романюк Катерині Русланівні _____

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації _____ Оцінка впливу гіпокситерапії на систему дихання при
хронічному обструктивному захворюванні легень

Науковий керівник _____ Сліпченко Володимир Георгійович, д.т.н., проф.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від “05” листопада 2018 року №4072с _____

2. Строк подання студентом дисертації 11 грудня 2018 року _____

3. Об'єкт дослідження дихальна система пацієнтів, хворих на ХОЗЛ _____

4. Предмет дослідження математичне моделювання дихальної системи пацієнтів,
хворих на ХОЗЛ під час проходження сеансів гіпокситерапії

5. Перелік питань, які потрібно розробити аналіз структури дихальної системи;
аналіз існуючих математичних моделей для дихальної системи; дослідження потреб
контролю над системою дихання пацієнта; реалізація комплексної моделі для
моделювання легеневого газообміну; синхронізація з експертною системою для обміну
даними _____

6. Орієнтований перелік ілюстративного матеріалу діаграма прецендентів; схема
процесу дихання; структура програми; діаграма залежностей класів; діаграма класів;
діаграма бази даних; блок для встановлення достовірності діагнозу; блок для
проведення сеансу; приклад впливаючої підказки; результати розрахунків; вкладка з
статичними параметрами; результати обрахунку ємності легень програмою;
результати обрахунку парціальних тисків газів в дихальних шляхах.

7. Орієнтований перелік публікацій тези доповіді IV Міжнародної науково-технічної
конференції Комп'ютерне моделювання та оптимізація складних систем (м. Дніпро, 1-
2 листопада 2018 р.); Авторське свідоцтво Україна. Комп'ютерна програма
"Моделювання легеневого газообміну хворих на ХОЗЛ в умовах гіпоксії" /
К.Р.Романюк, Л.Г. Полягушко, В.Г. Сліпченко (Україна); заявл. 01.11.18 _____

8. Консультанти розділів дисертації

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
1	д.мед.н., проф. Асанов Е.О.		
2	д.мед.н., проф. Асанов Е.О.		

7. Дата видачі завдання «_11_» ____вересня ____2017_р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Строки виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Аналіз проблеми контролю за станом системи дихання	11.09.2017-12.11.2017	
2	Аналіз існуючих математичних моделей	13.11.2017-15.01.2018	
3	Аналіз особливостей дихальної системи у хворих на ХОЗЛ	16.01.2018-05.03.2018	
4	Аналіз вимог до моделювання системи дихання	06.03.2018-18.08.2018	
5	Моделювання схеми роботи майбутньої програми	19.08.2018-07.09.2018	
6	Розробка архітектури програмного забезпечення	08.09.2018-12.09.2018	
7	Розробка дизайну інтерфейсу користувача	13.09.2018-30.09.2018	
8	Розробка програмного застосунку	01.10.2018-28.10.2018	
9	Оформлення документації	29.10.2018-26.10.2018	

Студент

Науковий керівник

(підпис)

(підпис)

Романюк К.Р.
(прізвище та ініціали)

Сліпченко В.Г.
(прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

Структура й обсяг дипломної роботи.

Магістерська дисертація складається зі вступу, 6 розділів, висновку, переліку посилань з 61 найменувань, 2 додатків і містить 13 рисунків, 27 таблиць. Повний обсяг магістерської дисертації складає 76 сторінок, з яких перелік посилань займає 7 сторінок, додатки – 10 сторінок.

Актуальність теми. На сьогоднішній день проблеми з системою дихання займають провідне місце в галузі медицини. Відсутність автоматизації процесу діагностики стану хворого супроводжується значними помилками лікарів при постановці діагнозу. В статистиці налічуються випадки різкого погіршення стану здоров'я пацієнтів під час проходження сеансів гіпокситерапії внаслідок необачності лікаря. Тому існує необхідність створення автоматизованої системи моделювання процесів системи дихання, метою якої буде своєчасне виявлення критичних норм показників.

Мета дослідження полягає у моделювання системи дихання під час гіпокситерапії у хворих з хронічним обструктивним захворюванням легень (ХОЗЛ).

Для досягнення поставленої задачі були сформульовані наступні **завдання дослідження**, що визначили логіку дослідження та його структуру:

- дослідити структуру системи дихання;
- проаналізувати існуючі математичні моделі системи дихання;
- розробити програмний продукт для моделювання процесів системи дихання під час сеансів гіпокситерапії, що включає в себе синхронізацію з експертною системою, імітацію сеансу гіпокситерапії для ручного розрахунку, візуалізацію результатів.

Об'єктом дослідження є дослідження дихальної системи пацієнтів, хворих на ХОЗЛ під час проходження сеансів гіпокситерапії.

Предметом дослідження є математичне моделювання функціонування дихальної системи пацієнтів, хворих на ХОЗЛ під час проходження сеансів

гіпокситерапії.

Методи дослідження. Розв'язання поставлених задач виконувались засобами комп'ютерного моделювання, зокрема з використанням наступних методів:

- метод імітації сеансу на основі роботи з файловою системою;
- методи реалізації математичних моделей на основі чисельного методу Ейлера-Коші;
- методи інтеграції з експертною системою на основі WCF – служби.

Наукова новизна одержаних результатів. Вперше реалізовано віддалений модуль, що надає можливість передавати до експертної системи 9 додаткових параметрів стану системи дихання для більш точного аналізу стану пацієнта під час проведення сеансу гіпокситерапії. Тим самим програмний продукт зводить похибку лікарів до мінімуму за рахунок достатньої кількості параметрів для аналізу.

Практичне значення одержаних результатів роботи полягає в розробці програмного додатку, який моделює газообмін системи дихання у хворих на ХОЗЛ під час проведення сеансів гіпокситерапії.

Ключові слова. *гіпокситерапія, ХОЗЛ, система дихання.*

ABSTACT

The structure and volume of the thesis.

Master's thesis consists of an introduction, 6 chapters, conclusion, list of references with 61 titles, 2 annexes, and contains 13 figures, 27 tables. The full range of master's thesis is 76 pages with a list of links takes 7 pages, apps –10 pages.

Topicality of the theme. To date, the problems with the respiratory system occupy a leading place in the field of medicine. The lack of automation of the patient's diagnosis process is accompanied by significant errors by physicians when diagnosis is performed. In statistics, there are cases of a sharp deterioration in the state of patients' health during hypoxic therapy sessions due to the doctor's negligence. Therefore, there is a need to create an automated system for modeling respiratory system indicators, whose purpose will be timely detection of critical norms of indicators.

The purpose and problems of research is to simulate the respiratory system during hypoxia in patients with COPD.

To accomplish the task, the following research objectives were formulated, which determined the logic of the research and its structure:

- to study the structure of the respiratory system;
- analyze the existing mathematical models of the respiratory system;
- to develop a software product for simulation of the respiratory system during sessions of hypoxia therapy, which includes synchronization with the expert system, simulation of the session of hypoxic therapy for manual calculation, visualization of the results.

The object of research is the study of the respiratory system of patients with COPD in the course of hypoxic therapy sessions.

The subject of research is a mathematical modeling of the respiratory system of patients with COPD during the course of hypoxic therapy sessions.

Research methods. The solution of the set tasks was carried out by means of

computer simulation, in particular using the following methods:

- a method of simulating a session based on working with a file system;
- methods for the implementation of mathematical models based on the numerical

Euler-Cauchy method;

- methods of integration with an expert system based on WCF service.

Scientific novelty of the results. A remote module was implemented, which provides the ability to transfer 9 additional parameters of the state of the respiratory system to the expert system for more accurate analysis of the patient's condition during the session of hypoxic therapy. Thus, the software product reduces the medical errors to a minimum due to a sufficient number of parameters for analysis.

The practical significance of the results work is to develop a software application that simulates the gas exchange of respiratory system in patients with COPD during sessions of hypoxia.

Keywords. *HYPOXIC THERAPY, COPD, RESISTANCE SYSTEM.*

ЗМІСТ

Перелік умовних скорочень.....	9
Вступ.....	10
1 Постановка задачі моделювання стану системи дихання під час проходження курсу гіпокситерапії у хворих на ХОЗЛ	12
1.1 Основні властивості ФСД.....	12
1.2 Основні вимоги до системи.....	13
Висновки до розділу 1	14
2 Опис дихальної системи.....	15
2.1 Структура системи дихання	15
2.2 Аналіз існуючих математичних моделей	16
Висновки до розділу 2.....	19
3 Математична модель функціонування системи дихання.....	20
3.1 Модель встановлення діагнозу ХОЗЛ	20
3.2 Модель динаміки об'єму та регуляції хвилинної вентиляції легень	21
3.3 Модель динаміки транспорту респіраторних газів в організмі	23
Висновки до розділу 3.....	27
4 Програмна реалізація системи моделювання процесу дихання.....	28
4.1 Архітектура ПЗ	28
4.2 Інструкція розробника.....	29
4.3 Структура бази даних.....	30
Висновки до розділу 4.....	31
5 Інструкція роботи з системою.....	32
5.1 Вимоги до системи	36
5.2 Методика тестування.....	36
5.3 Контрольні приклади.....	36
Висновки до розділу 5.....	43

6 Стартап проект.....	44
6.1 Опис ідеї проекту	44
6.2 Технологічний аудит ідеї проекту	45
6.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту.....	46
6.4 Розроблення ринкової стратегії проекту	51
6.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту.....	53
Висновки до розділу 6.....	56
Висновки.....	57
Список використаних джерел	60
Додаток А	67
Додаток Б.....	75

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

UI	User Interface— Інтерфейс користувача
АБА	Атопічна бронхіальна астма
АТ	Астматична траїда
БА	Бронхіальна астма
БД	База даних
ОФВ	Об'єм форсованого видиху
ПЗ	Програмне забезпечення
ПК	Персональний комп'ютер
ПШ	Повітроносні шляхи
ХОД	Хвилинний об'єм дихання
ХОЗЛ	Хронічне обструктивне захворювання легень
ФЖЄЛ	Функціональна життєва ємність легень
ФСД	Функціональна система дихання

ВСТУП

Хвороби органів дихання до теперішнього часу залишаються однією із значимих проблем здоров'я і являються широко розповсюдженими захворюваннями серед населення. Хронічне обструктивне захворювання легень займає одне з провідних місць серед всіх причин смерті в промислово розвинених країнах.

Загострення ХОЗЛ предствляють значиму проблему охорони здоров'я. Вони пришвидчують темп зниження функції легень [14], асоціюються із значною летальністю та завдають істотних соціально-економічних збитків. Відомо, що зі збільшенням кількості перенесених загострень значно зростає і ризик смерті. Так, після другого важкого загострення ХОЗЛ летальність збільшується в 1.9 раза по порівнянню з першим, а після п'ятого – в 3 рази. Тому прогнозування ризику майбутніх загострень вкрай бажано. Воно може дозволити своєчасно провести пацієнтам комплекс профілактичних заходів і уникнути погіршення їх стану.

Один з найважливіших компонентів лікування ХОЗЛ – тривала киснева терапії. Лікування киснем називається оксигенотерапія або киснева терапія.

У процесі життєдіяльності людина безперервно взаємодіє з навколишнім середовищем, отримуючи з неї як речовини, необхідні для життя, так і піддаючись негативної дії сукупності фізичних, хімічних, біологічних, соціально-економічних чинників.

Для аналізу стану організму людини використовуються лабораторні та інструментальні методи (рентгенологічні та ендоскопічні дослідження, методи функціональної діагностики і т.д.) [60, 19], які дають комплексне уявлення про актуальний стан здоров'я пацієнта на момент вимірювання. Значно більший інтерес представляє побудова еволюційних моделей, що дозволяють прогнозувати зміну стану здоров'я населення в залежності від різних впливів довкілля, включаючи небезпечні для здоров'я, які не завжди припустимі в натурних випробуваннях. Керувати різними впливами, розглядати їх поєднання, вивчати і прогнозувати

поведінку такої складної системи, як людський організм, дозволяє математичне моделювання.

Система дихання привернула найбільшу увагу математиків, фізіологів, фахівців з методів управління як об'єкт для математичного моделювання. Питанням побудови моделей окремих ланок цієї системи присвячена велика кількість робіт. Однак розробка найбільш повних і адекватних моделей пов'язана, насамперед, з роботами Грея, Гродінза, В.Н. Новосельцева, А.Г. Місюри. Побудова математичних моделей фізіологічних процесів взагалі носить імітаційний характер.

У математичну модель дослідник намагається вкласти ті уявлення, які має сучасна наука щодо досліджуваного процесу. Однак в процесі імітації цих процесів на ЕОМ часто виявляється, що деякі гіпотези або уявлення про характер процесу неспроможні. Це призводить до висування нових гіпотез та ідей, до зміни та уточнення математичної моделі.

В основу імітаційного моделювання динаміки парціальних напруг газів в організмі покладено математичну модель процесу масопереносу газів, перший варіант якої був запропонований в 70-х роках ХХ ст. А.З. Колчинською і А.Г. Місюрою. Надалі, в результаті математичного аналізу моделі та аналізу результатів машинних експериментів з нею, цей варіант моделі був уточнений і розширений.

Управління в системі дихання виявляється можливим завдяки досить розгалуженій системі чутливих рецепторів, які передають в центральну нервову систему сигнали та режимам, в яких протікає процес масопереносу і масообміну, і відповідності цих режимів метаболічним потребам організму [14]. У центрі управління інформація, що надійшла, переробляється, і результати обробки надходять у вигляді регулюючих сигналів на робочі органи управління процесом дихання. Коротко викладені уявлення про процес дихання покладені в основу математичної моделі ФСД, що використовується для дослідження гомеостатических властивостей цієї найважливішої фізіологічної системи організму [50, 51].

1 ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ МОДЕЛЮВАННЯ СТАНУ СИСТЕМИ ДИХАННЯ ПІД ЧАС ПРОХОДЖЕННЯ КУРСУ ГІПОКСИТЕРАПІЇ У ХВОРИХ НА ХОЗЛ

Функціональна система дихання (ФСД) – одна з основних систем організму людини. Її пріоритетне завдання – своєчасна і ефективна доставка кисню тканинам та виведення з організму вуглекислоти, що утворилась при тканинному обміні.

1.1 Основні властивості ФСД

Гомеостаз ФСД – важлива якість, що полягає в здатності системи забезпечувати виконання основної функції дихання в досить широкому діапазоні умов життєдіяльності людини. Зазвичай гомеостаз ФСД пов'язують з відносною сталістю її деяких характеристик. Експериментально встановлено, що середня напруга кисню в артеріальній крові в спокої і при фізичному навантаженні несуттєво відхиляється від 95 мм рт. ст., а систолічний та діастолічний артеріальний тиск переважно підтримується на постійному рівні [42]. Однак дані експериментів і особливо математичне моделювання процесу дихання для різних умов життєдіяльності людини показують, що всі параметри, що характеризують процес дихання і впливають на виконання основної функції, зазнають значних змін, і твердження про їх відносну сталість занадто ризиковано [47, 49]. Математичний аналіз моделей системи дихання переконливо показує, що зміни основних параметрів спрямовані на перехід процесу дихання в стійкий рівноважний стан при заданому рівні функціонального навантаження на організм при постійно діючому обуренню зовнішнього середовища. Зауважимо, що деякі автори [4, 6, 17] гомеостаз ФСД пов'язують зі здатністю підтримувати стійкий рівноважний стан її параметрів. Реально ФСД рідко може знаходитися в стані рівноваги. Вона тонко і вельми чутливо реагує на зміну стану інших найважливіших функціональних систем

організму, разом з якими і представляє цілісний організм людини. Для цієї системи скоріше варто говорити про функціональний гомеостаз як про виконання її системної функції. Пов'язуючи гомеостаз ФСД зі здатністю підтримувати стабільне і досить стійке виконання основної своєї функції при різних, в тому числі і екстремальних умовах життєдіяльності, спробуємо надалі досліджувати на системному рівні механізм забезпечення гомеостазу процесу дихання.

1.2 Основні вимоги до системи

Існують різні методики дослідження впливу гіперкапнії та гіпоксії на організм, кожна з яких має свої особливості. Основною задачею даної роботи являється розробка комплексної моделі, що включає в себе модель регуляції хвилинної вентиляції легень та модель балансу газів. Це дасть змогу контролювати стан пацієнта під час проведення сеансу гіпокситерапії. Модель балансу газів включає в себе моделювання зміни парціальних тисків кисню та вуглекислого газу в дихальних шляхах, альвеолярному просторі, венозній порції крові легневих капілярів та в артеріальній крові тканинних капілярів. Розрахунки мають проходити в режимі реального часу під час проведення сеансу гіпокситерапії.

Система має бути представлена у вигляді окремого модуля, що синхронізується з експертною системою. Додатковою функцією даної системи є формування попереднього діагностичного судження, що допоможе лікарю впевнитися в достовірності поставленого діагнозу.

Програма повинна отримувати вхідні дані від віддаленого модуля та повертати обраховані вихідні дані. Вхідні дані включають в себе концентрацію кисню та вуглекислого газу в дихальній суміші, об'єм дихальної суміші, рівень сатурації.

Загальна діаграма прецедентів зображена на рисунку 1.1.

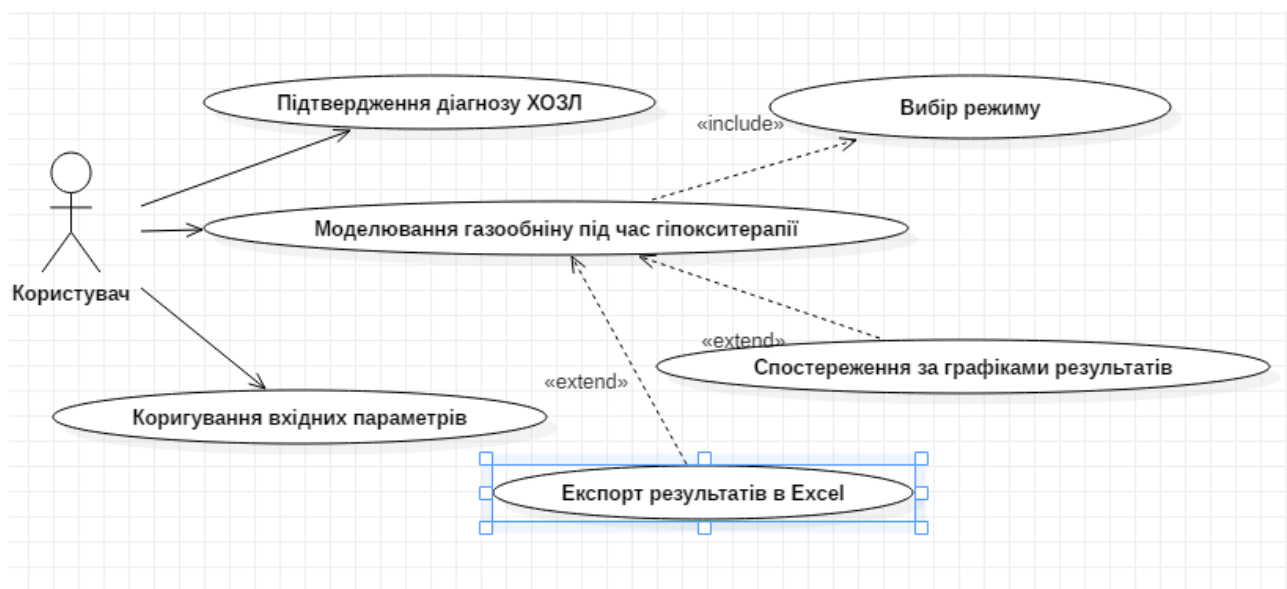


Рисунок 1.1– Діаграма прецедентів

Система передбачає одну роль користувача.

Висновки до розділу 1

Задача моделювання стану системи дихання під час проходження курсу гіпокситерапії у хворих на ХОЗЛ полягає в реалізації ряду математичних моделей, що дають змогу контролювати стан пацієнта в режимі реального часу під час проведення сеансу. Вхідні дані включають в себе концентрацію кисню та вуглекислого газу в дихальній суміші, об'єм дихальної суміші, рівень сатурації.

На виході з математичних моделей буде отримано 9 додаткових параметрів, які далі передаватимуться експертній системі для аналізу, а саме об'єм легенів, хвилинна вентиляція, парціальний тиск кисню та вуглекислого газу в дихальних шляхах, парціальний тиск кисню та вуглекислого газу в альвеолярному просторі, в венозній порції крові легеневих капілярів, в артеріальній порції крові тканинних капілярів. Результати обрахунків мають відображатись візуально в табличному виді та у вигляді графіків, з можливістю експорту даних в локальних файл. Зі сторони експертної системи дані зберігаються в історії сесій пацієнта з можливістю повторного перегляду та порівняння між сесіями.

2 ОПИС ДИХАЛЬНОЇ СИСТЕМИ

Під диханням розуміється сукупність процесів, що забезпечують надходження в кров кисню і видалення вуглекислого газу (зовнішнє дихання), використання кисню клітинами і тканинами для окислення органічних речовин з вивільненням енергії, необхідної для життєдіяльності (клітинне або тканинне дихання). Зовнішнє дихання забезпечується дихальною системою і складається з двох основних процесів: легеневої вентиляції (процес газообміну між атмосферою і легкими) і легеневого дихання (процес газообміну між легкими і кров'ю) [23, 24]. Цим процесам і буде приділено основну увагу в даній роботі.

2.1 Структура системи дихання

У частині дихальної системи, що забезпечує зовнішнє дихання, виділяють повітроносні шляхи (ПШ), по яких повітря потрапляє в легені, і респіраторний (дихальний) відділ легких, в якому здійснюється легеневе дихання [31, 32].

Повітроносні шляхи підрозділяють на верхні і нижні. Перші включають в себе порожнину носа, носоглотку, ротову частину глотки, другі – гортань, трахею, поза- і внутрішньолегеневі бронхи. Нижні дихальні шляхи, починаючи з трахеї, мають деревоподібну структуру. Трахея ділиться на два головних бронхи, що входять в праве і ліве легені. У легких головні бронхи продовжують свій розподіл, у міру розгалуження зменшується діаметр і довжина наступних генерацій бронхів [14].

Всього згідно з морфометричною моделлю Вейбеля налічується 23 генерації дихальних шляхів [16]. Розгалуження закінчується альвеолами; через стінки альвеол, які одночасно є стінками легневих капілярів, відбувається газообмін з кров'ю. Легені людини знаходяться в грудній клітці, яка обмежена ребрами і діафрагмою. Вдих і видих відбуваються завдяки роботі м'язів.

Дихання регулюється центральною нервовою системою за рахунок контролю рівнів O_2 і CO_2 в артеріальній крові і цереброспінальній рідині [41]. За рахунок

дихальних м'язів (в основному – діафрагми) змінюється об'єм грудної клітки і разом з цим - легень. При цьому створюється різниця тисків між легкими і атмосферою, яка веде до руху газу в легені і з них. Процес дихання схематично представлений на рисунку 2.1. Основні функціональні компоненти, які беруть участь в диханні: повітроносні шляхи, респіраторний відділ легень, кістково-м'язова система і система регуляції дихання.

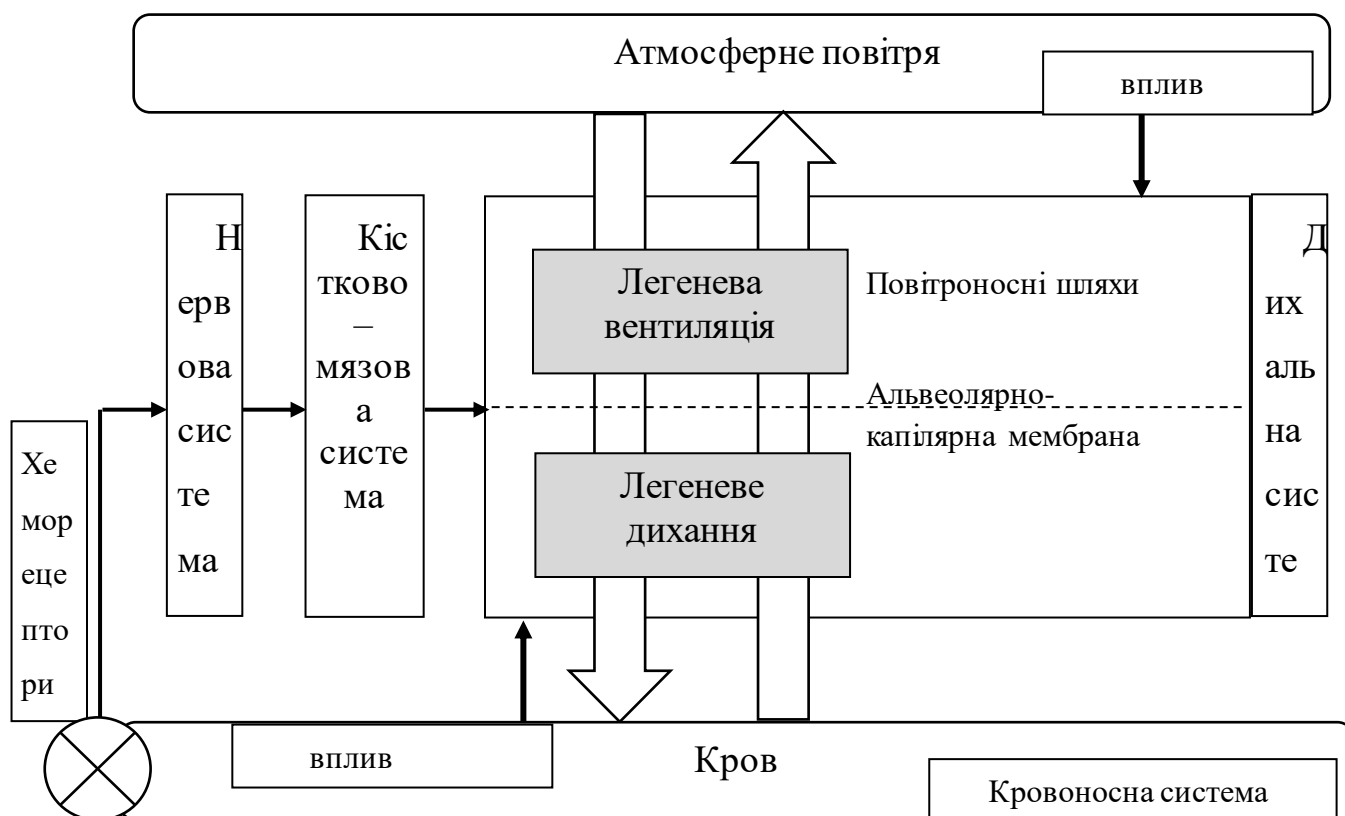


Рисунок 2.1 – Схема процесу дихання

Порушення в роботі будь-якого з цих функціональних компонентів можуть призводити до клінічних проявів хвороби, тяжких розладів дихання (дихальної недостатності), що порушує гомеостаз.

2.2 Аналіз існуючих математичних моделей

Існуючі математичні моделі дихальної системи людини можна поділити на структурні і функціональні (статистичні). Статистичні моделі є найбільш часто

вживаними в доказовій медицині і дозволяють встановлювати причинно-наслідкові зв'язки на популяційному рівні.

Дихальна система в таких моделях представлена “чорним ящиком” в системах “атмосферне повітря – чорний ящик – захворюваність” або “атмосферне повітря – чорний ящик – кров”. Такі моделі дозволяють визначати достовірні залежності між вмістом хімічних речовин в атмосферному повітрі і відхиленнями в показниках здоров'я, але не дозволяють аналізувати процеси, що відбуваються всередині системи. Незнання механізмів і причин формування порушень здоров'я ускладнює розробку ефективних способів профілактики і боротьби із захворюваннями.

Структурні моделі будуються на основі законів і гіпотез про те, як біосистема структурована і як вона функціонує. Математичні моделі дихальної системи можуть істотно відрізнятися в залежності від поставлених цілей дослідження. У механіці дихання використовуються моделі різного рівня складності з точки зору обліку тих чи інших механічних процесів.

З середини минулого століття до теперішнього часу широко використовуються моделі, в яких легені представлені пружними оболонками, з'єднаними з атмосферою трубою з деяким гідравлічним опором [33]. Такі моделі дозволяють отримати найпростіші зв'язки між фізичними параметрами, котрі характеризують функціонування легенів, але не враховують просторову неоднорідність процесів дихання в легенях людини.

У [3] представлений короткий огляд моделей легенів людини, які відрізняються за ступенем складності, починаючи від уявлення легенів жорстким контейнером, сполучених з атмосферою, і закінчуючи моделлю із змінним під дією роботи м'язів обсягом і тиском (аналог судини з поршнем), що враховує газообмін з кров'ю і перфузію крові. Дані моделі дозволяють пояснити основні фізіологічні процеси, що відбуваються при диханні, але не враховують реальну геометрію і протяжність дихальних шляхів.

У [2] представлена двухкамерна модель легенів, що складається з анатомічно мертвого простору і альвеолярного простору, через який здійснюється перфузія крові. Запропонована модель застосовується для оцінки хвилинного об'єму

кровообігу (серцевого викиду). Наведено рівняння балансу маси для кисню і вуглекислого газу. Результати, що отримані за допомогою моделі, добре узгоджуються з даними вимірів серцевого викиду у шістьох молодих здорових людей, отриманих прямим методом Фіка. Недоліком моделі є неможливість простежити зміну параметрів течії повітря в різних ділянках легень.

У [9] представлена одновимірна модель переносу повітря від трахеї до альвеол з урахуванням газообміну (кисню і вуглекислого газу) з кров'ю і перфузії крові. В роботі зроблено припущення про правильну дихотомію повітроносних шляхів і ламінарний плин потоку повітря. На основі запропонованої роботи дано пояснення причини існування у людини саме 23 генерацій повітроносних шляхів: 23 покоління дихальних шляхів призводять до найбільш ефективного кисневого насичення крові і видалення вуглекислого газу при мінімальному опорі. Аналогічні результати були отримані в [11]. З інтенсивним розвитком засобів і методів обчислення динаміки газів особливий інтерес стали викликати тривимірні моделі течії повітря, що розглядається як багатокомпонентна суміш газів, що рухається в каналах складної форми [54, 55, 17]. В [54] розглядається задача течії повітря в великих повітроносних шляхах при форсованому видиху. Повітроносні шляхи змодельовані трьома поколіннями бронхів, починаючи з трахеї, і представлені в двох варіантах (симетричне і несиметричне розгалуження дихальних шляхів).

Серія робіт групи авторів з Інституту теоретичної та прикладної механіки ім. С.А. Христіановича СО РАН [55,10, 8] присвячена дослідженню течії повітря у верхніх повітроносних шляхах людини на основі чисельного моделювання. Тривимірна геометрія носової порожнини відтворена на основі даних серії томограм, виконаних в паралельних перетинах.

Перебіг повітря описувався рівняннями Нав'є-Стокса, для вирішення яких використаний програмний пакет “ANSYS Fluent”. Отримано результати розрахунку характеристик поля течій в носових порожнинах при різних респіраторних зусиллях і наведена їх візуалізація. Відзначається, що існує надзвичайно велика різноманітність форм носових порожнин і, як наслідок, спостерігаються суттєві відмінності в структурі потоку повітря в них.

У роботі [5] розглядалося перенесення частинок різного діаметра в повітроносних шляхах людини. Дихальні шляхи представляють сім поколінь повітроносних каналів з порожниною рота, зева і гортанні, геометрія яких була побудована на основі знімків, отриманих з використанням магнітно-резонансної томографії.

Отримано траєкторії частинок діаметром 2.5, 5, 10, 20 і 30 мікрметрів. Результати чисельного моделювання течії потоку повітря в усіх нижніх дихальних шляхах людини від трахеї до альвеол наведені в [10]. Тривимірна геометрія великих повітроносних шляхів відновлена на основі даних томографії легенів людини.

Для моделювання дрібніших шляхів використана одномірна модель. Легеневий простір від великих повітроносних шляхів до поверхні легенів однорідно заповнюється дрібними дихальними шляхами (з урахуванням рівномірного розподілу легневих ацинусів). Запропонована модель застосовувалась для дослідження параметрів течії вдихуваного і повітря, що видихається при нормальних умовах дихання [18].

Висновки до розділу 2

Багато вчених присвячували свої дослідження системі дихання. Існує достатня кількість математичних моделей з певними перевагами та недоліками. Існуючі моделі дозволяють простежити рух повітря з атмосфери в легені, перенесення речовин в різні моменти часу, але описують тільки окремі ділянки легких, не враховують взаємодію органів людини між собою і не дають можливості прогнозувати функціональні порушення здоров'я людини, обумовлені шкідливим впливом чинників довкілля.

3 МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ СИСТЕМИ ДИХАННЯ

Після аналізу існуючих моделей було запропоновано комплексну математичну модель, що описує динаміку газообміну в дихальній системі під час сеансу гіпокситерапії. Дана модель поєднує в себе модель встановлення діагнозу ХОЗЛ, модель динаміки об'єму легень та регуляції хвилиної вентиляції легень, та модель динаміки транспорту респіраторних газів в організмі.

3.1 Модель встановлення діагнозу ХОЗЛ

За допомогою даної моделі проводиться диференційна діагностика на клінічно-патогенетичні варіанти бронхіальної астми (БА), атопічної бронхіальної астми (АБА), астматичної тріади (АТ) та початкової стадії ХОЗЛ [44, 45, 60]. Для цього у хворого необхідно дослідити функцію зовнішнього дихання та визначити індекс Тіффно. Також визначають вміст цитокінів ІЛ-4 і ІЛ-8 в периферичній крові та антиоксиданта трансферину.

На першому етапі виконується розрахунок регресійної функції за формулою:

$$f_{\text{ХОЗЛ/БА}} = 4.1609 + a(-5.787) + b(-0.062) + c(0.01308) + d(-0.1025),$$

де a – індекс Тіффно (1 – значення $\geq 70\%$ від відповідних величин, 0 – значення $< 70\%$ від відповідних величин); b – вміст ІЛ – 4 (ум. од); c – вміст ІЛ – 8 (ум.од.); d – вміст трансферину (ум. од.).

Далі розраховується ймовірність наявності ХОЗЛ по відношенню до БА за формулою:

$$P_{\text{ХОЗЛ/БА}} = \frac{1}{(1 + e^{f_{\text{ХОЗЛ/БА}}})},$$

де $P_{\text{ХОЗЛ/БА}}$ – ймовірність наявності у хворих ХОЗЛ по відношенню до БА; $e = 2.718..$ – основа натурального логарифму.

При значенні $P_{\text{ХОЗЛ/БА}} \geq 0.5$ більш ймовірна наявність ХОЗЛ по відношенню до БА, в даному випадку діагностують ХОЗЛ. Якщо $P_{\text{ХОЗЛ/БА}} < 0.5$ - більш ймовірна наявність БА по відношенню до ХОЗЛ. Після визначення досліджуваної хвороби розраховують регресивну функцію за наступною формулою:

$$f_{\frac{\text{АТ}}{\text{БА}}} = 21.847 + a(26.607) + b(-0.02227) + c(0.1) + d(-0.304)$$

Для визначення відношення АТ по відношенню до АБА– діагностують АТ. При значеннях $P_{\text{АТ/АБА}} < 0.5$ більш ймовірна наявність АБА – надалі діагностують АБА. При $P_{\text{АТ/АБА}} \geq 0.5$ діагностують АТ.

Цей спосіб дозволяє проводити своєчасну та ефективну диференційну діагностику клініко-патогенетичних варіантів бронхіальної астми та початкових стадій ХОЗЛ [8].

3.2 Модель динаміки об'єму та регуляції хвилинної вентиляції легень

Вентиляція легенів обумовлена періодичними циклами скорочення і розслаблення дихальних м'язів, які створюють тиск з боку грудної клітки (плевральное тиск) [39]. Приблизно 65% роботи дихальних м'язів використовується для подолання еластичного опору грудної клітини і легеневої тканини. Інша частина роботи витрачається на подолання аеродинамічного опору потоку газу дихальними шляхами [34, 36, 37, 40].

Відповідно до цього, для опису руху повітря в респіраторній системі використовується усереднена модель легенів, в якій сумарна маса системи вважається розподіленою по поверхні резервуару змінного об'єму [53]. Механічні властивості такого резервуару визначаються інтегральними характеристиками [57].

Таким чином, рівняння динаміки об'єму легень в лінійному наближенні може бути представлено як

$$R \frac{dV}{dt} + E(V - V_0) = P_g \sin wt ,$$

де R – опір дихальних шляхів, E – еластичність легенів, V_0 – об'єм резервуара в ненапруженому стані, w – частота дихання, P_g – плевральний тиск, t – час.

Дане диференціальне рівняння має аналітичне рішення, що складається з постійної, синусоїдальної і експоненціально затухаючої компонент [30]:

$$V(t) = V_0 + \frac{P_g}{R\sqrt{\lambda^2 + w^2}} \sin \left(wt - \arctg \frac{w}{\lambda} \right) + \frac{P_g w}{R(\lambda^2 + w^2)} e^{-\lambda t}, \quad \lambda = \frac{E}{R}$$

Значення констант даної моделі наведено в таблиці 3.1.

Один з фізіологічних параметрів оцінки стану апарату дихання – хвилинна вентиляція легень [21, 43, 48]. Це кількість повітря, що проходить через легені протягом 1 хв.

Величина хвилинної вентиляції легень різко зростає при фізичних та емоційних напругах, що пояснюється посиленням окислювальних процесів у тканинах [27, 49].

У даній роботі вентиляція легень під час вдиху та видиху визначається за формулою:

$$\dot{V} = \frac{RV}{T_a} \pi \sin \frac{\tau - \tau_0}{T_a},$$

де T_a – довжина дихального циклу, τ_0 – час його початку, RV – дихальний об'єм.

Під час дихальної паузи вентиляція легень рівна 0. Дане значення вентиляції легень використовується в моделі транспорту респіраторних газів в організмі.

Таблиця 3.1 Константи моделі динаміки обсягу легень

Символ	Значення	Розмірність
V_0	5	л/хв
E	1	л/кПа
R	0.2	кПа*с/л

3.3 Модель динаміки транспорту респіраторних газів в організмі

Динаміка парціальних тисків респіраторних газів описуються системою звичайних нелінійних диференціальних рівнянь. Для їх побудови використовується принцип артеріального балансу і нерозривності потоку [18, 20, 21, 22]

Позначимо через pO_2 , pCO_2 , pN_2 парціальні тиску кисню, вуглекислого газу та азоту в дихальній суміші, припускаючи, що:

$$B = pO_2 + pCO_2 + pN_2 ,$$

де B – величина атмосферного тиску.

Тоді динаміку респіраторних газів в дихальних шляхах можна представити у вигляді:

$$\frac{dp_d^j}{d\tau} = \frac{\dot{V}}{V_d} (p^j - p_d^j), \quad j = 1, 2, 3,$$

де індекс j відповідає газу кисню, вуглекислого газу, азоту, V_d – об'єм дихальних шляхів, \dot{V} – вентиляція легенів.

Аналогічним образом описуємо динаміку респіраторних газів в альвеолярному просторі:

$$\frac{dp_a^j}{d\tau} = \frac{1}{n_j(V_L - V_d)} \left[n_j p_a^j \dot{V} - G_a^j - n_j p_d^j \frac{dV_L}{d\tau} \right], \quad j = 1, 2, 3,$$

де G_a^j – потік газу через альвеолярно-капілярну мембрану, V_L – об'єм легенів, n_j – коефіцієнти. Для G_a^j використовується алгебраїчна форма закону Фіка:

$$G_a^j = k_j n_j S (p_a^j - p_{cl}^j),$$

де n, k – коефіцієнти масопереносу та дифузії газів через мембрану, S – площа поверхні масообміну [13].

Константи даної моделі представленні в таблиці 3.2.

Для програмної реалізації наведених вище диференціальних рівнянь був використаний метод Ейлера-Коші [15].

В даному методі на кожному інтервалі розрахунок проводиться в два етапи. На першому (етап прогнозу) визначається наближене рішення на правому кінці інтервалу по методу Ейлера, на другому (етап корекції) уточнюється значення рішення на правому кінці з використанням пів суми тангенсів кутів нахилу на кінцях інтервалу:

$$\tilde{y}_{k+1} = y_k + hf(x_k, y_k)$$

$$y_{k+1} = y_k + \frac{h(f(x_k, y_k) + f(x_{k+1}, \tilde{y}_{k+1}))}{2}$$

$$x_{k+1} = x_k + h$$

Рівняння динаміки газів в крові виписуються з врахуванням біофізичних і хімічних властивостей крові [28, 29].

Таблиця 3.2 Константи моделі динаміки транспорту респіраторних газів в організмі

Символ	Значення	Розмірність
V_d	5	л/хв
p_{d0}^1	110	мм рт.ст.
p_{d0}^2	40	мм рт.ст.
p_{d0}^3	608	мм рт.ст.
p_{a0}^1	110	мм рт.ст.
p_{a0}^2	40	мм рт.ст.
p_{a0}^3	608	мм рт.ст.
p_{c10}^1	96	мм рт.ст.
p_{c10}^2	38	мм рт.ст.
p_{c10}^3	588	мм рт.ст.
S	160	м ²
k_1	0.088	
k_2	1.75	
k_3	0.2	
n_1	4	
n_2	2	
n_3	0.2	

Відомо, що кисень та вуглекислий газ можуть переноситись з током крові, фізично розчиненими в плазмі крові та приєднаними до гемоглобіну, в той час як азот переноситься тільки в розчиненому вигляді. З врахуванням кривої дисоціації оксигемоглобіна рівняння зміни pO_2 в венозній крові легених капілярів можна представити у вигляді:

$$\frac{dp_{1CL}^V}{d\tau} = \frac{1}{l_1 V_{CL}^V} \left[\alpha_1 \dot{Q}_L (p_{1V}(\tau) - p_{1CL}^V) + G_1^V - \alpha_1 p_{1CL}^V V_{CL}^V - \gamma Hb V_{CL}^V \frac{d\eta_{1CL}^V}{d\tau} \right],$$

де V_{CL}^V – об'єм венозної порції крові легених капілярів, l_1 – коефіцієнт

розчинності O₂ в крові, \dot{Q}_L – хвилинний об'єм крові, γ – постійна Гюфнера, η_{1CL}^V – степінь насичення гемоглобіна в цій порції крові, що змінюється у відповідності з рівнянням:

$$\frac{d\eta_{1CL}^V}{d\tau} = \frac{1}{\gamma Hb V_{CL}^V} \left[\dot{Q}_L \gamma Hb (\eta_{1V}(\tau) - \eta_{1CL}^V) + \gamma Hb V_{CL}^V \frac{d\tilde{\eta}_{1CL}^V}{d\tau} \right]$$

При цьому

$$\eta_{1CL}^V(p_{1CL}^V) = 1 - 1,75 e^{-0.048 m_{CL}^V p_{1CL}^V} + 0,75 e^{-0.12 m_{CL}^V p_{1CL}^V},$$

$$m_{CL}^V = \delta(pH_{CL}^V - 7,4) + 1,$$

$$pH_{CL}^V = 6,1 + lg \frac{BH}{l_2 p_{2CL}^V},$$

де рН – кислотність крові, BH – концентрація буферних заснувань в крові. Для опису динаміки p_{2CL}^V в венозній порції крові легеневи капілярів використовують рівняння:

$$\begin{aligned} \frac{dp_{2CL}^V}{d\tau} = \frac{1}{l_2 V_{CL}^V} \left\{ \left[(1 - \eta_{1V}(\tau)) z_{2V} - (1 - \eta_{1CL}) z_{2CL}^V \right] \gamma Hb + \gamma BH (z_{2V} - \right. \\ \left. z_{2CL}^V) \right] \dot{Q}_L + (p_{2V}(\tau) - p_{2CL}^V) l_2 \dot{Q}_L - G_2^V - l_2 p_{2CL}^V V_{CL}^V - \gamma Hb z_{2CL}^V V_{CL}^V \frac{d\tilde{\eta}_{1CL}^V}{d\tau} - \\ \gamma BH V_{CL}^V z_{2CL}^V \}, \end{aligned}$$

де $z_{2CL}^V = \frac{p_{2CL}^V}{p_{2CL}^V + 35}$ визначає степінь насичення крові CO₂.

Ці рівняння описують вплив на рСО₂ крові потоку, фізично пов'язаного з кров'ю, що рухається, хімічно з'єднаного з гемоглобіном, бікарбонатом та іншими буферними системами крові. Для імітації нерівномірності розподілу тисків газів в крові легеневи капілярів, умовно виділені три її порції – венозна, змішана та артеріальна. Рівняння для змішаної та артеріальної порції виписуються аналогічно

рівнянню для венозної.

Рівняння, що описують динаміку тисків газів в артеріальній порції крові тканинних капілярів можуть бути представленні у вигляді:

$$\begin{aligned}\frac{dp_{1ct}^a}{d\tau} &= \frac{1}{l_1 V_{ct}^a} \left[l_1 \dot{Q}_t (p_{1a}(\tau) - p_{1ct}^a) - G_{1t}^a - \gamma Hb V_{ct}^a \frac{d\tilde{\eta}_{1ct}^a}{d\tau} \right] \\ \frac{d\eta_{1ct}^a}{d\tau} &= \frac{1}{\gamma Hb V_{ct}^a} \left[\dot{Q}_t \gamma Hb (\eta_{1a}(\tau) - \eta_{1ct}^a) + \gamma Hb V_{ct}^a \frac{d\tilde{\eta}_{1ct}^a}{d\tau} \right] \\ \frac{dp_{2ct}^a}{d\tau} &= \frac{1}{l_2 V_{ct}^a} \left[l_2 \dot{Q}_t (p_{2a}(\tau) - p_{2ct}^a) + G_{1t}^a \right. \\ &\quad + \dot{Q}_t (BH\gamma(z_{2a}(\tau) - z_{2ct}^a) + (z_{2ct}^a \eta_{1ct}^a + z_{2a}(\tau)) - z_{2ct}^a \\ &\quad \left. - z_{2a}(\tau) \eta_{1a}(\tau) \gamma Hb) + \gamma Hb V_{ct}^a \frac{d\tilde{\eta}_{1ct}^a}{d\tau} - \gamma BH V_{ct}^a \frac{dz_{2ct}^a}{d\tau} \right]\end{aligned}$$

Аналогічно записуються рівняння динаміки pO_2 , pCO_2 в крові тканинних капілярів і в її венозній порції.

Висновки до розділу 3

Обраний комплекс математичних моделей дозволяє змодельовати динаміку легеневого газообміну для конкретного пацієнта під час сеансу гіпокситерапії. Та також підтвердити достовірність встановленого діагнозу ХОЗЛ, використовуючи додаткові значення вмісту цитокінів ІЛ-4 і ІЛ-8 в периферичній крові та антиоксиданта трансферину.

4 ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ СИСТЕМИ МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ ДИХАННЯ

Програмний продукт являє собою незалежний модуль, що може як працювати самостійно, імітуючи вхідні дані, так і бути підключеним до інших програмних засобів, що реалізують модулі передачі вхідних/вихідних даних [13].

4.1 Архітектура ПЗ

Програма складається з трьох модулів, кожен з яких реалізує певну математичну модель та модуль для візуального відображення результатів. Загальна структура програми зображена на рисунку 4.1. Програма має два режими роботи. Перший режим реалізує синхронізацію з віддаленим модулем для отримання вхідних даних в режимі реального часу.



Рисунок 4.1 Структура програми

Другий режим являє собою імітацію вхідних даних для можливості ручного розрахунку та демонстрації контрольних прикладів. Також програма передбачає можливість експорту вихідних даних та графіків в локальний файл.

4.2 Інструкція розробника

Діаграма залежностей класів зображена на рисунку 4.2.

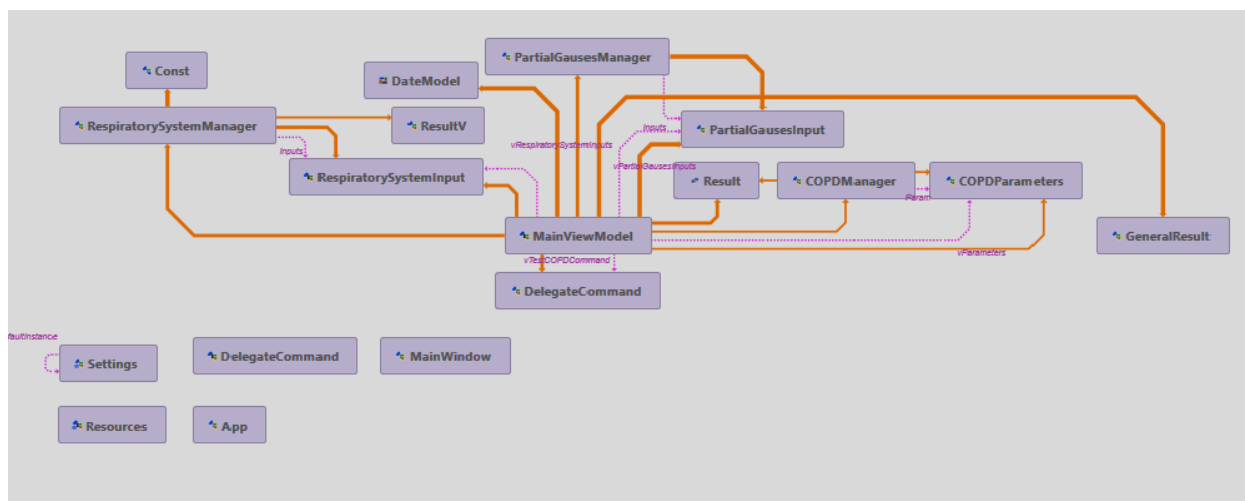


Рисунок 4.2. Діаграма залежностей класів

Клас `COPDManager` відповідає за модуль встановлення діагнозу ХОЗЛ. В конструкторі передаються вхідні параметри, а метод `Calculate()` проводить розрахунки та повертає результат.

Клас `RespiratorySystemManager` відповідає за модуль моделювання динаміки ємності легень. В конструкторі передаються вхідні параметри. Метод `CalculateVolumeOfLungs()` повертає значення ємності легень в даний момент часу. Метод `CalculateVE()` повертає значення хвилинної вентиляції.

Клас `PartialGaugesManager` відповідає за модуль моделювання динаміки респіраторних газів, в конструкторі приймає вхідні параметри. Методи `GetPO2D()`, `GetPCO2D()` та `GetPN2D()` повертають значення парціального тиску кисню, вуглекислого газу та азоту в дихальних шляхах. Методи `GetPO2A()`, `GetPCO2A()` та `GetPN2A()` повертають значення парціального тиску кисню, вуглекислого газу та азоту в альвеолярному просторі.

Клас `MainViewModel` реалізує логіку відображення інтерфейсу.

Діаграма класів зображена на рисунку 4.3.

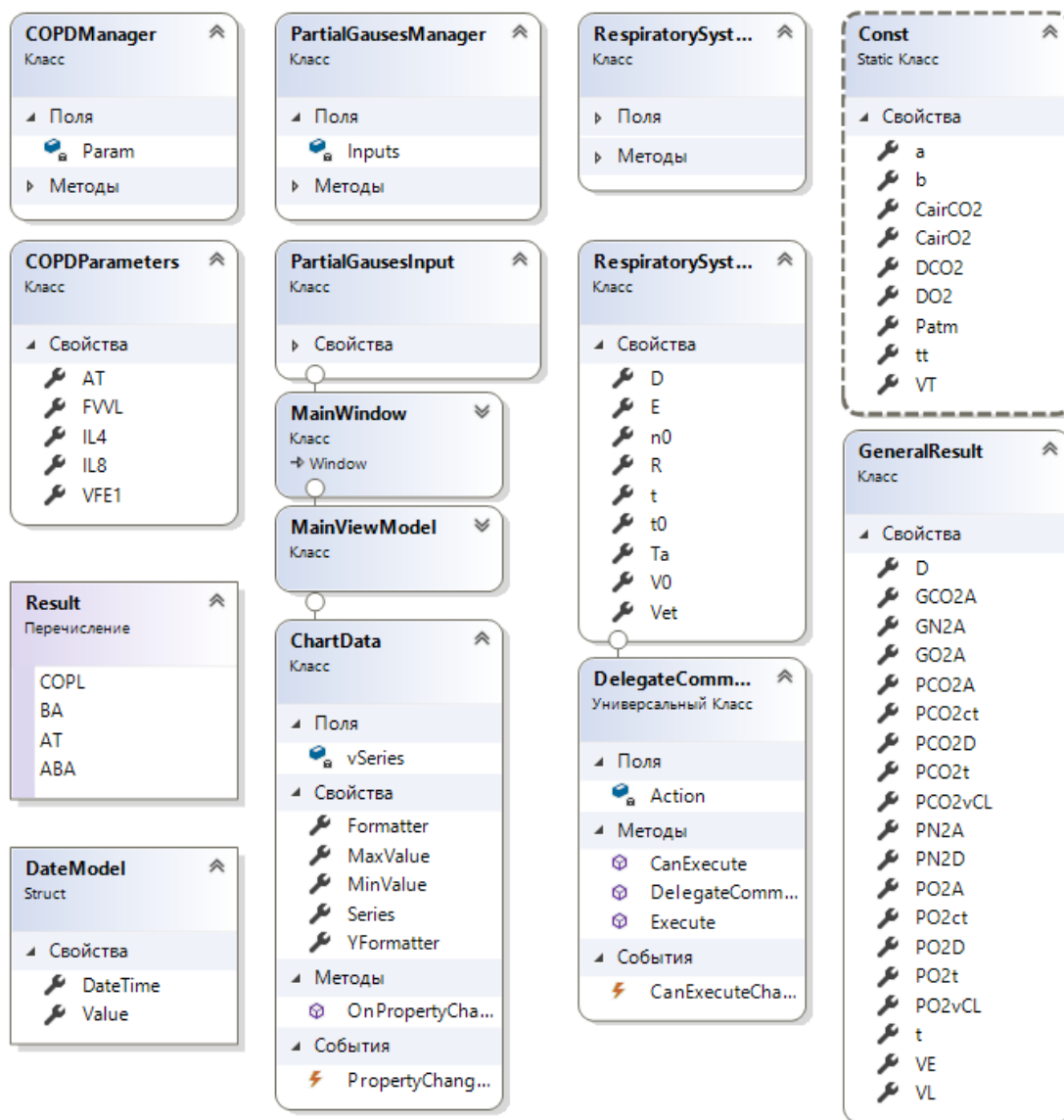


Рисунок 4.3. Діаграма класів

Класи об'єднані в одне рішення та характеризуються можливістю легкого розширення.

4.3 Структура бази даних

Результати обрахунків зберігаються в базу даних в конкретну сесію у вигляді масиву байтів (рисунок 4.3). Також є можливість експорту даних в Excel.

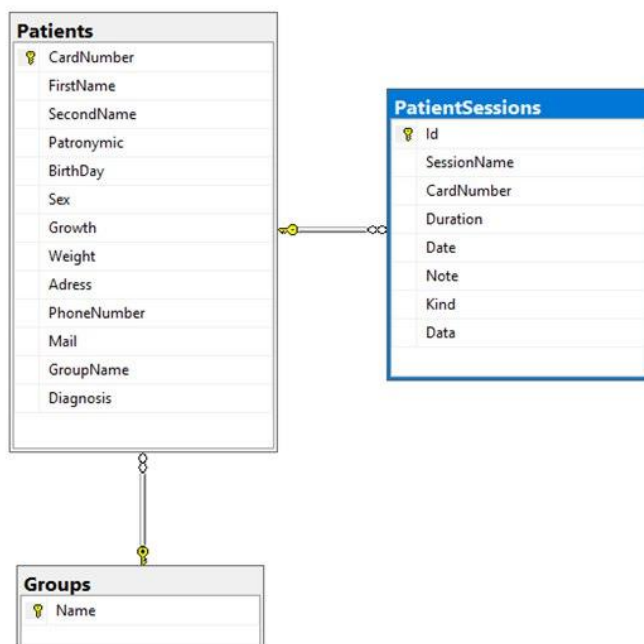


Рисунок 4.4. Діаграма бази даних

Засобами системи експорту можна у будь-який момент переглянути дані за минулі сеанси.

Висновки до розділу 4

Розроблений програмний додаток виконано відповідно заданих вимог та з використанням патерну MVVM та технології WPF. Додаток являється окремим модулем, в якому налаштована синхронізація з віддаленими системами.

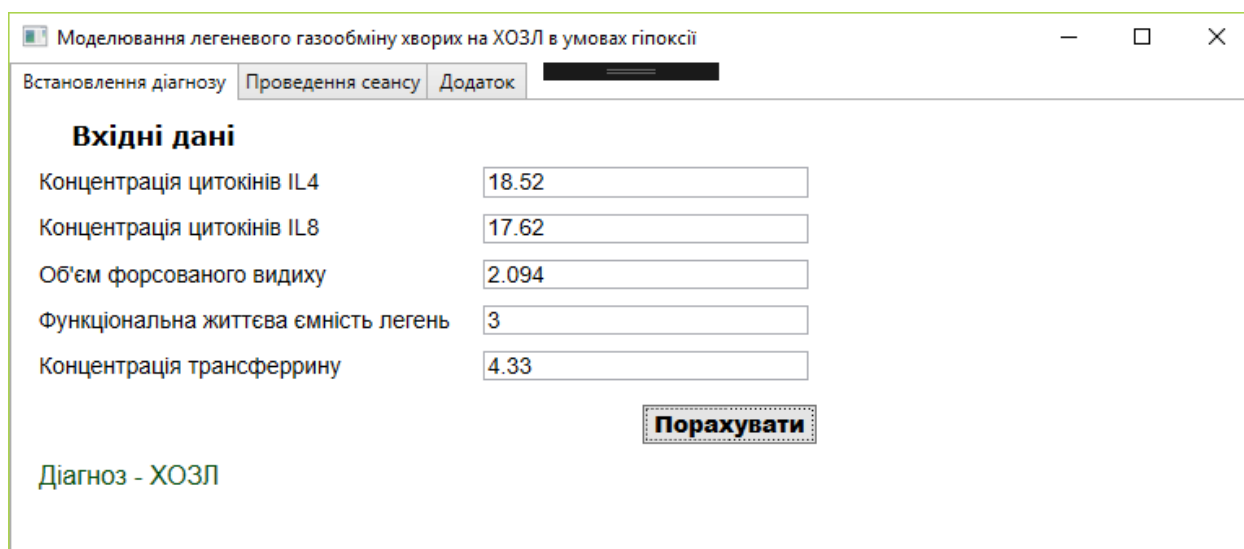
Модулі даної системи можуть бути використані для подальшої модернізації, або як основа для нових систем. Бібліотеки передбачають оновлення та мають відкритий програмний код.

5 ІНСТРУКЦІЯ РОБОТИ З СИСТЕМОЮ

Після запуску програми, перед користувачем з'являється головне вікно програми, що складається з трьох вкладок. На першій вкладці користувач має можливість встановити достовірність діагнозу ХОЗЛ (рисунок 5.1). Для цього необхідно ввести вхідні параметри:

- концентрація цитокінів IL4;
- концентрація цитокінів IL8;
- об'єм форсованого видиху;
- функціональна життєва ємність легень;
- концентрація трансферину.

При натисненні кнопки “Порахувати” програма обробить вхідні дані за математичною моделлю та виведе результат в нижній частині екрану.



Моделювання легеневого газообміну хворих на ХОЗЛ в умовах гіпоксії

Встановлення діагнозу | Проведення сеансу | Додаток

Вхідні дані

Концентрація цитокінів IL4	18.52
Концентрація цитокінів IL8	17.62
Об'єм форсованого видиху	2.094
Функціональна життєва ємність легень	3
Концентрація трансферину	4.33

Порахувати

Діагноз - ХОЗЛ

Рисунок 5.1 – Блок для встановлення достовірності діагнозу

Після підтвердження діагнозу користувач може перейти на наступну вкладку “Проведення сеансу” (рисунок 5.2).

У нижній частині вікна знаходиться таблиця, в якій накопичуються результати розрахунків (рисунк 5.4). У правій частині вікна відображається динаміка у вигляді графіків. Також є можливість експорту даних в файл формату Excel (кнопка “Експорт даних в Excel”).

На третій вкладці розміщені статичні значення параметрів (рисунк 5.5). Користувач має можливість відредагувати значення.

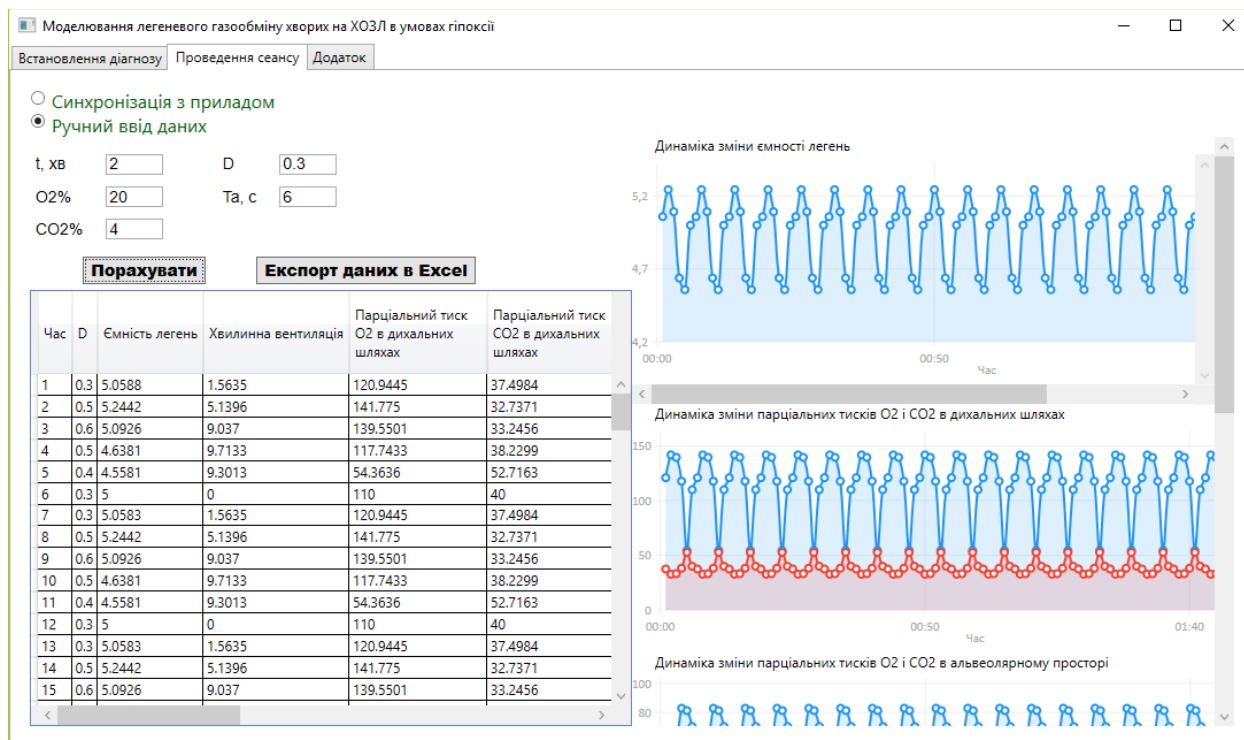


Рисунок 5.4 – Результати розрахунків

Модельювання легеневого газообміну хворих на ХОЗЛ в умовах гіпоксії

Встановлення діагнозу | Проведення сеансу | Додаток

Статичні дані

Обсяг дихальних шляхів: 3

Обсяг резервуара в ненапруженому стані: 5

еластичність легенів - л/кПа: 1

опір дихальних шляхів - кПа * с/л: 0.2

частота дихальних циклів в нормі - раз/хв: 10

порогове значення хв вентиляції - л/хв: 15

Рисунок 5.5 – Вкладка з статичними параметрами

Данна програма за допомогою комплексу математичних моделей встановлює достовірність діагнозу ХОЗЛ та розраховує динаміку об'єму легень, хвилинної вентиляції, парціальних тисків O_2 , CO_2 , N_2 в дихальних шляхах та альвеолярному просторі в залежності від часу. Опис вхідних значень та результатів подані в таблиці 5.1.

Таблиця 5.1. Вхідні та вихідні параметри

Позначення	Опис	Одиниці вимірювання
T	час	с
W	частота дихання	хв. ⁻¹
P _g	плевральний тиск	мм рт.ст.
V ₀	об'єм резервуара в ненапруженому стані	л
D	дихальний об'єм	л
T _a	продовженість дихального акту	с
VD	Об'єм дихальних шляхів	л
O ₂ : Pd	Парціальний тиск кисню в дихальних шляхах	мм рт.ст.
O ₂ : Pa	Парціальний тиск кисню в альвеолярному просторі	мм рт.ст.
CO ₂ : Pd	Парціальний тиск вуглекислого газу в дихальних шляхах	мм рт.ст.
CO ₂ : Pa	Парціальний тиск вуглекислого газу в альвеолярному просторі	мм рт.ст.
N ₂ : Pd	Парціальний тиск азоту в дихальних шляхах	мм рт.ст.
N ₂ : Pa	Парціальний тиск азоту в альвеолярному просторі	мм рт.ст.
O ₂ : Pcl	Парціальний тиск кисню в крові легеневих капілярів	мм рт.ст.
CO ₂ : Pcl	Парціальний тиск вуглекислого газу в крові легеневих капілярів	мм рт.ст.
N ₂ : Pcl	Парціальний тиск азоту в крові легеневих капілярів	мм рт.ст.
S	Площа поверхні масообміну	мм рт.ст
VL	Динаміка об'єму легень	л
VE	Вентиляція легень	л
PO ₂ D	Динаміка парціального тиску кисню в дихальних шляхах	мм рт.ст
PCO ₂ D	Динаміка парціального тиску вуглекислого газу в дихальних шляхах	мм рт.ст

Таблиця 5.1 (продовження)

PN ₂ D	Динаміка парціального тиску азоту в дихальних шляхах	мм рт.ст.
PO ₂ A	Динаміка парціального тиску кисню в альвеолярному просторі	мм рт.ст.
PCO ₂ A	Динаміка парціального тиску вуглекислого газу в альвеолярному просторі	мм рт.ст.
PN ₂ A	Динаміка парціального тиску азоту в альвеолярному просторі	мм рт.ст.

Система може доповнюватись новими обрахунками та параметрами.

5.1 Вимоги до системи

Технічні вимоги до програмного засобу:

- операційна система Windows 7 і вище;
- .Net Framework 4.7.2;
- 2Gb ОЗУ;
- 10 Мб пам'яті жорсткого диску;
- мережевий інтерфейс;
- MS SQL Server 2012.

5.2 Методика тестування

Тестування програмного продукту включає в себе перевірку на працездатність, стабільність роботи, відповідність поставленим вимогам. Програма має передбачати валідацію усіх текстових полів.

Під час роботи можливий наступний ряд критичних помилок:

- аварійне завершення програми у разі втрати зв'язку з віддаленим модулем. Необхідно перевірити налаштування або у разі повтору помилки звернутись до служби підтримки віддаленого модуля;

- аварійне завершення програми під час обрахунку значень у зв'язку з некоректною структурою фалу data.xml, в якому зберігаються вхідні значення певних показників в залежності від рівня концентрації кисню. Необхідно перевірити структуру файлу та виправити помилки;
- аварійне завершення програми під час обрахунку значень у зв'язку з виходом за межі допустимих норм вихідних значень. Необхідно перевірити коректність вхідних даних та у разі повтору помилки звернутись до служби підтримки програми;
- помилка під час експорту даних в файл Excel. Необхідно перевірити доступність обраного шляху у файловій системі та у разі повтору помилки звернутись до служби підтримки програми;
- у разі виникнення інших непередбачуваних ситуацій – перевірити логи операційної системи та звернутись до служби підтримки програми.

5.3 Контрольні приклади

Залежність об'єму легень від часу

$$V(t) = V_0 + \frac{P_g}{R\sqrt{\lambda^2 + w^2}} \sin\left(wt - \arctg \frac{w}{\lambda}\right) + \frac{P_g w}{R(\lambda^2 + w^2)} e^{-\lambda t}, \quad \lambda = \frac{E}{R}$$

Введемо сталі значення:

- $V_0 = 5$ л/хв (обсяг резервуара в ненапруженому стані);
- $E = 1$ л/кПа (еластичність легенів);
- $R = 0.2$ кПа*с/л (опір дихальних шляхів).

Проведемо розрахунок $\lambda = \frac{E}{R}$:

$$\lambda = \frac{1}{0,2} = 5$$

Візьмемо t в діапазоні $[0;8]$ з кроком 1 с.

На кожному кроці розраховується уточнене значення w і P_g за наступними формулами:

$$w = \frac{2\pi n}{60},$$

$$p_g = \frac{V_T R \sqrt{\lambda^2 + w^2}}{2}$$

де

$$\begin{cases} n = n_0, V_T = \frac{V_E}{n_0}, V_E \leq V_{E,T} \\ V_T = \alpha V_E^\beta, n = \frac{V_E}{V_T}, V_E > V_{E,T} \end{cases}$$

Розраховується хвилинний об'єм легень:

$$V_E = \frac{D \pi}{T_a} \sin \frac{\tau - \tau_0}{T_a}$$

Для ручного розрахунку введемо сталі значення дихального об'єму $D = 0.3$ л.

Продовженність дихального циклу: $T_a = 6$ с.

Частота дихального циклу в нормі: $n_0 = 10$.

Порогове значення хвилинної вентиляції: $V_{E,T} = 15$ л/хв.

Коефіцієнти: $\alpha = 0.152$, $\beta = 0.683$

При $t = 0$, $\tau_0 = 0$:

$$V_E = \frac{0.3 * \pi}{6} \sin \frac{0-0}{6} = 0 \text{ л/с} = 0 * 60 \text{ л/хв}$$

$$n = 10,$$

$$V_T = 0$$

$$w = \frac{2\pi * 10}{60} = 1.0472,$$

$$p_g = \frac{V_T R \sqrt{\lambda^2 + w^2}}{2} = 0$$

$$V(0) = 5 + \frac{0}{0.2\sqrt{5^2+1,0472^2}} \sin\left(1,0472 * 0 - \arctg \frac{1,0472}{0}\right) + \frac{0*1,0472}{0.2(5^2+1,0472^2)} e^0 = 5 \text{ л}$$

При $t = 1, \tau_0 = 0$:

$$V_E = \frac{0.3*\pi}{6} \sin \frac{1}{6} = 0.00045 \text{ л/с} = 0,0274 \text{ л/хв}$$

$$n = 10,$$

$$V_T = \frac{9,4247}{10} = 0,00274$$

$$w = \frac{2\pi * 10}{60} = 1,0472,$$

$$p_g = \frac{0,00274 * 0.2 * \sqrt{5^2+1,0472^2}}{2} = 0.0014$$

$$V(1) = 5 + \frac{0.0014}{1.02169} \sin(1,0472 - \arctg(1,0472)) + \frac{0.0014*1,0472}{5.2193} e^{-5} = 5 \text{ л}$$

При $t = 2, \tau_0 = 0$:

$$V_E = \frac{0.3*\pi}{6} \sin \frac{2}{6} = 0,0548 \text{ л/хв}$$

$$n = 10,$$

$$V_T = \frac{0,0548}{10} = 0,00548$$

$$w = \frac{2\pi * 10}{60} = 1,0472,$$

$$p_g = \frac{0,00548 * 0.2 * \sqrt{5^2+1,0472^2}}{2} = 0.0028$$

$$V(2) = 5 + \frac{0.0028}{1.02169} \sin(2 * 1,0472 - \arctg(2 * 1,0472)) + \frac{0.0028*1,0472}{5.2193} e^{-10} = 5.0001$$

л

При $t = 3, \tau_0 = 0$:

$$V_E = \frac{0.3*\pi}{6} \sin \frac{3}{6} = 0,0822 \text{ л/хв}$$

$$n = 10,$$

$$V_T = \frac{0,0822}{10} = 0,00822$$

$$w = \frac{2\pi * 10}{60} = 1,0472,$$

$$p_g = \frac{0,00822 * 0,2 * \sqrt{5^2 + 1,0472^2}}{2} = 0.0042$$

$$V(3) = 5 + \frac{0.0042}{1.02169} \sin(3 * 1,0472 - \arctg(3 * 1,0472)) + \frac{0.0042 * 1,0472}{5.2193} e^{-15} = 5.0002$$

Л

Результати обрахунків преведені у таблиці 5.2.

Спостерігається залежність що при сталому дихальному об'ємі ємність легень змінюється в незначних межах. Таблиця 5.3 демонструє залежність ємності легень від часу при змінному дихальному об'ємі.

Таблиця 5.2 Результати обрахунків ємності легень при сталому дихальному об'ємі

t	V_E	V_L
0	0	5
1	0.0274	5
2	0.0548	5.0001
3	0.0822	5.0002
4	0.1097	5.0004
5	0.1371	5.0006
6	0	5
7	0.0274	5.0002
8	0.0548	5.0004

Таблиця 5.3 Результати обрахунків ємності легень при змінному дихальному об'ємі

t	D	V_E	V_L
0	0.3	0	5
1	0.3	0.0274	5
2	0.5	0.0914	5.0002
3	0.6	0.1645	5.0005
4	0.5	0.1828	5.0007
5	0.4	0.1828	5.0008
6	0.3	0	5
7	0.3	0.0274	5.0002
8	0.5	0.0914	5.0007

На рисунку 5.6 приведенні результати виконання програми для порівняння.

Час	D	Ємність легень	Хвилинка вентиляція	Парціальний тиск O2 в дихальних шляхах	Парціаль CO2 в дихальних шляхах
0	0.3	5	0	0	0
1	0.3	5	0.0274	0.3836	0.0877
2	0.5	5.0002	0.0914	1.2796	0.2925
3	0.6	5.0005	0.1645	2.303	0.5264
4	0.5	5.0007	0.1828	2.5592	0.585
5	0.4	5.0008	0.1828	2.5592	0.585
6	0.3	5	0	0	0
7	0.3	5.0002	0.0274	0.3836	0.0877
8	0.5	5.0007	0.0914	1.2796	0.2925
9	0.6	5.0013	0.1645	2.303	0.5264

Рисунок 5.6 – Результати обрахунку ємності легень програмою

Динаміку респіраторних газів в дихальних шляхах можна представити у вигляді:

$$\frac{dp_d^j}{d\tau} = \frac{\dot{V}}{V_d} (p^j - p_d^j), \quad j = 1, 2, 3,$$

де індекс j відповідає газу кисню, вуглекислого газу, азоту, V_d – об'єм

дихальних шляхів, \dot{V} – вентиляція легенів

Значення вентиляції легень береться з попередніх розрахунків.

Об'єм дихальних шляхів $V_d = 3$ л.

Парціальний тиск O_2 у вдихувальній суміші $p^{O_2} = 152$ мм.рт.ст

Парціальний тиск CO_2 у вдихувальній суміші $p^{CO_2} = 30,4$ мм.рт.ст

Для програмної реалізації наведених вище диференціальних рівнянь був використаний метод Ейлера-Коші:

$$\tilde{y}_{k+1} = y_k + hf(x_k, y_k)$$

$$y_{k+1} = y_k + \frac{h(f(x_k, y_k) + f(x_{k+1}, \tilde{y}_{k+1}))}{2}$$

$$x_{k+1} = x_k + h$$

На нульовому кроці:

- парціальний тиск O_2 у дихальних шляхах $p_d^{O_2} = 110$ мм рт.ст;
- парціальний тиск O_2 у дихальних шляхах $p_d^{O_2} = 110$ мм рт.ст;
- $VE = 0$

$$1) \tilde{y}_1 = 110 + 0 = 110$$

$$y_1 = 110 + \frac{0 + 21.889}{2} = 120.9445$$

$$2) \tilde{y}_2 = 120.9445 + 16.1805 = 137.1295$$

$$y_2 = 120.9445 + \frac{16.1805 + 25.475}{2} = 141.775$$

$$3) \tilde{y}_3 = 141.775 + 17.5174 = 159.292$$

$$y_3 = 141.775 + \frac{17.5174 - 21.967}{2} = 139.5502$$

$$4) \tilde{y}_4 = 139.5502 + 37.5032 = 177.0533$$

$$y_4 = 139.5502 + \frac{37.5032 - 81.1168}{2} = 117.7434$$

$$5) \tilde{y}_5 = 117.7434 + 110.91 = 228,658$$

$$y_5 = 117.7434 + \frac{110.91 - 237.6745}{2} = 54,36$$

Порівняння результатів з програмним обрахунком наведено на рисунку 5.7.

Час	D	Ємність легень	Хвилинна вентиляція	Парціальний тиск O2 в дихальних шляхах	Парціальний тиск CO2 в дихальних шляхах
1	0.3	5.0588	1.5635	120.9445	37.4984
2	0.5	5.2442	5.1396	141.775	32.7371
3	0.6	5.0926	9.037	139.5501	33.2456
4	0.5	4.6381	9.7133	117.7433	38.2299
5	0.4	4.5581	9.3013	54.3636	52.7163

Рисунок 5.7 – Результати обрахунку парціальних тисків газів в дихальних шляхах

Аналогічним образом описуємо динаміку респіраторних газів в альвеолярному просторі:

$$\frac{dp_a^j}{d\tau} = \frac{1}{n_j(V_L - V_d)} \left[n_j p_a^j \dot{V} - G_a^j - n_j p_d^j \frac{dV_L}{d\tau} \right],$$

Висновки до розділу 5

Розроблений програмний інтерфейс дозволяє виконати всі задані вимоги, а саме моделювання газообміну в дихальній системі під час сеансу гіпокситерапії, візуалізацію результатів в табличному та графічному вигляді. Програмний інтерфейс дозволяє користувачу провести розрахунки в ручному режимі. Реалізована архітектура програмного засобу дає можливість синхронізації з віддаленими модулями для отримання вхідних даних та передачі вихідних даних. Також передбачений функціонал для встановлення достовірності діагнозу ХОЗЛ.

6 СТАРТАП ПРОЕКТ

Проведення маркетингового аналізу стартап проекту виконується задля визначення принципової можливості його ринкового впровадження та можливих напрямів реалізації цього впровадження.

6.1 Опис ідеї проекту

Зміст ідеї проекту, можливі напрямки застосування та основні вигоди, що може отримати користувач товару виствітлено в таблиці 6.1.

Таблиця 6.1. Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Моделювання газообміну в дихальній системі під час сеансу гіпокситерапії	Проведення сеансу гіпокситерапії	Автоматизація процесу контролю за станом хворого

Наступним кроком являється визначення кола конкурентів (таблиця 6.2) та їх слабких і сильний сторін [26].

Для порівняння було обрано два конкурента –NSR Physiome та PneuView®3.2 Software Manual. Система PneuView®3.2 Software Manual призначена для забезпечення регульованого, пасивного механічного моделювання легенів людини і дозволяє інтерпретувати дані з симульованих легенів та дихальних шляхів під час вентиляції. PneuView використовує дані тиску та інші безпосередньо виміряні дані про навколишнє середовищедля обчислення параметрів часу, об'єму та потоку. Система NSR Physiome включає в себе бази даних фізіологічної, фармакологічної та патологічної інформації про людей та інших організмів та здійснює інтеграцію за допомогою обчислювального моделювання.

Таблиця 6.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик

No п/п		(потенційні) товари/концепції конкурентів		
		Мій проект	NSR Physiome	PneuView®3.2 Software Manual
1	W слабка сторона	Відсутність автоматизованого налаштування синхронізації	Висока ціна	Висока ціна
2		Відсутність внутрішнього збереження даних	Відсутня можливість синхронізації з іншими модулями	Відсутня можливість синхронізації з іншими модулями
3	N нейтральна сторона	Можливість ручного розрахунку	Інтеграція з хмарними технологіями	Наявність декількох версій
4	S сильна сторона	Можливість синхронізації з іншими модулями	Включає інтегроване кількісне та описове моделювання	Велика кількість тестових прикладів
5		Наявність повноцінної документації	Наявність повноцінної документації	Наявність повноцінної документації

Можна зробити висновок, що в конкурентів більш переважає слабка сторона через високу ціну та відсутності можливості контакту з іншими програмами, що робить їх ізольованими та вузьконаправленими. Також відсутність можливості ручного розрахунку не дає користувачу перевірити достовірність отриманих результатів.

6.2 Технологічний аудит ідеї проекту

Після проведення аудиту технології було визначено технологічну здійсненність ідеї проекту (таблиця 6.3).

Таблиця 6.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Нативний інтерфейс користувача	WPF	Наявна	Доступна безкоштовно
2	Веб-інтерфейс користувача	Asp .Net Core	Наявна	Доступна безкоштовно
3	Крос-платформений інтерфейс користувача	UWP	Наявна	Доступна безкоштовно

Проаналізувавши технологічну дієздатність, можна зробити висновок що проект реалізувати можливо. Обрана технологія реалізації ідеї проекту -нативний інтерфейс користувача.

6.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Аналіз попиту та динаміка розвитку ринку відображена в таблиці 6.4.

Таблиця 6.4. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	3
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	360 грн
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Немає
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Немає
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	50 %

Потенційні групи клієнтів та вимоги до товару для кожної групи відображено Аналіз потенційних клієнтів стартап-проекту наведено в таблиці 6.5.

Таблиця 6.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Автоматизація процесу оцінки стану пацієнта під час гіпокситерапії	Медичні заклади	особливості купівлі: медичні заклади заключають довготривалі договори, а стартапери віддають перевагу пробному терміну	стабільність роботи Невисока ціна Наявність пробного періоду Наявність документації Підтримка необхідних платформ

Після визначення потенційних груп клієнтів було проведено аналіз ринкового середовища та виділено фактори загроз та можливостей (таблиці 6.6-6.7).

Таблиця 6.6. Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Підходить для синхронізації з іншими системами	Потребує переписування блоку синхронізації	Додавання можливості автоматизованого налаштування параметрів синхронізації
2	Відсутність експертної системи	При відсутності експертної системи, модуль втрачає доступ до вхідних даних	Додавання можливості отримання вхідних даних напряму з Modbus
3	Обмеженість функцій	Інструмент обмежений наявними функціями і не має деяких функцій, які мають конкуренти	Додавання нових функцій за потреби

Таблиця 6.7. Фактори можливостей

№ п/ п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Віддалена синхронізації	Можливість синхронізації з експертною системою	Синхронізація з експертною системою
2	Відсутність повноцінних альтернатив	Існуючі альтернативи не надають можливості повноцінного моделювання системи дихання	Моделювання системи дихання

Для проведення аналізу пропозиції було визначено загальні риси конкуренції на ринку та проаналізовано існуючі види конкуренції.

Аналіз пропозицій зображено на таблиці 6.8.

Таблиця 6.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Вказати тип конкуренції - монополія/олігополія/ монополістична/чиста	чиста	Прямі договори з стартапами, презентація продукту на виставках
2. За рівнем конкурентної боротьби	національний	Публікація статей на міжнародних сайтах
3. За галузевою ознакою - міжгалузева/ внутрішньогалузева	внутрішньогалузева	Розвивати напрямки, нерозвинуті конкурентами
4. Конкуренція за видами товарів	товарно-видова	Розповідати про свої переваги перед конкурентом у цій галузі
5. За характером конкурентних переваг - цінова / нецінова	нецінова	Надання функцій, які не надають конкуренти
6. За інтенсивністю - марочна/не марочна	марочна	Надання функцій, які не надають конкуренти

Після аналізу конкуренції було проведено більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі (таблиця 6.9) [38].

Таблиця 6.9. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники (Архітектори БД)	Клієнти (Розробники)	Товари-замінники
	NSR Physiome	PneuView ®3.2 Software Manual	Мінімізація витрат часу постачальників	Контроль якості	Лояльність споживачів
Висновки:	Визначити інтенсивність конкурентної боротьби з боку прямих конкурентів	Є можливість виходу на ринок, оскільки існуючі рішення не надають потрібних переваг	Постачальники підлаштовують ся під ринок	Клієнти диктують вимоги згідно з умовами експлуатації	Обмеження для роботи на ринку через товари заміники

На основі вище наведених даних було сформовано ряд факторів конкурентоспроможності (таблиця 6.10) [35].

Таблиця 6.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Відкритий програмний код	Існуючі конкуренти не надають доступ до коду своїх продуктів
2	Синхронізація з експертною системою	Існуючі конкуренти не мають можливості синхронізації з іншими модулями

За визначеними факторами конкурентоспроможності було проведено аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту (таблиця 6.11).

Таблиця 6.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін

No п/ п	Фактор конкурентоспроможност і	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів				
			-2	-1	0	1	2
1	Відкритий програмний код	10		+			
2	Синхронізація з експертною системою	20	+				

На основі виділених ринкових загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін було складено SWOT-аналіз[12] (матриця аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (таблиця 6.12).

Таблиця 6.12. SWOT-аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: Можливість синхронізації з експертною системою	Слабкі сторони: Обмежене візуальне використання
Можливості: Відсутність повноцінних альтернатив	Загрози: Обмеженість функцій; поява альтернативних програмних продуктів

Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту відображені в таблиці 6.13 [46].

Таблиця 6.13. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Орієнтація поточної моделі на ринок стартаперів	50 %	40 год
2	Орієнтація поточної моделі на ринок державних установ	20 %	160 год
3	Орієнтація поточної моделі на ринок ентерпрайз	10 %	200 год
4	Переорієнтація на генерацію серверної частини	80 %	120 год
5	Переорієнтація на веб-розробку	35 %	80 год

Альтернатива, де отримання ресурсів є більш простим та ймовірним – №4 "Переорієнтація на генерацію серверної частини", що становить 80 відсотків. Це значення перевищує інші альтернативи.

Альтернатива, де строки реалізації є більш стислими – №1 "Орієнтація поточної моделі на ринок стартаперів". Терміни реалізації в цьому разі становлять лише 40 годин.

6.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення стратегії охоплення ринку: опис цільових груп потенційних споживачів (таблиця 6.14).

За результатами аналізу потенційних груп споживачів (сегментів) автори ідеї обирають цільові групи, для яких вони пропонуватимуть свій товар, та визначають стратегію охоплення ринку [56].

Таблиця 6.14. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1	Стартапери	Готові	Високий	Середня	Просто
2	Державні установи	Потребують недовгих переговорів	Середній	Середня	Складно
3	Ентерпрайз	Потребують довгих переговорів	Високий	Висока	Складно
Які цільові групи обрано: державні установи					

Для роботи в обраних сегментах ринку було сформовано базову стратегію розвитку (таблиця 6.15).

Таблиця 6.15. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентос-проможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
1	Орієнтація поточної моделі на ринок державних установ	Стратегія концентрованого маркетингу	Державні установи потребують швидкості розробки, яку надає підтримка декількох платформ даним продуктом	Стратегія спеціалізації (спирається на диференціацію)

Після визначення стратегії розвитку було обрано стратегію конкурентної поведінки (таблиця 6.16) [61].

Таблиця 6.16. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

No п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
1	Ні	шукати нових споживачів	Ні	Стратегія заняття конкурентної ніші

З обраних сегментів до постачальника (державних установ) та до продукту була розроблена стратегія позиціонування (таблиця 6.17), що полягає у формуванні ринкової позиції, за яким споживачі мають ідентифікувати торгівельну марку/проект [25].

Таблиця 6.17. Визначення стратегії позиціонування

No п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкуренто-спроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1	Стабільність роботи Невисока ціна Наявність пробного періоду Наявність документації	Стратегія спеціалізації (спирається на диференціацію)	Державні установи потребують швидкості розробки якісного ПЗ	Динамічна база знань, автоматична оцінка стану пацієнта на критичні норми, зупинка сеанса при необхідності

Основними вимогами до товару цільової аудиторії було виділено стабільність роботи, невисоку ціну, наявність пробного періоду та наявність документації.

6.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Для розроблення маркетингової програми стартап-проекту необхідно підсумувати результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару (таблиця 6.18) [52].

Таблиця 6.18. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Додаткова кількість параметрів	Можливість синхронізації з іншими системами	Застосування в якості модуля до інших систем
2	Зручність інтерфейсу	Можливість ручного розрахунку	Інтерфейс що надає можливість ручного розрахунку

Наступним кроком було розроблено трирівневу маркетингову модель товару (таблиця 6.19).

Таблиця 6.19. Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Модуль, що здатен моделювати стан дихальної системи пацієнта під час проходження гіпокситерапії		
II. Товару реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е
	можливість оптимізації витрат часу	Нм	Тл
	можливість оптимізації витрат коштів	М	Вр/Е
	відповідність актуальним технологіям	М	Тх/Тл
	Відповідає вимогам ДСТУ ISO/IEC 25030:2015 Програмна інженерія.		
	Пакування: готовий до використання ехе пакет		
	Марка: RSystem		
III. Товар із підкріпленням	Потенційний користувач може ознайомитись з поточним товаром з наукових конференцій та публічних виступів, а також наукових вісників на яких була представлена інформація про даний продукт		

Захист проекту буде реалізовано за рахунок захисту інтелектуальної власності [13, 58, 59]. А також назва та контент буде захищено ліцензією МІТ.

Визначення цінових меж відображено у таблиці 6.20.

Таблиця 6.20. Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1	500...1500 \$	1000...15000 \$	50000\$...100000 \$	2000...3000 \$

Визначення оптимальної системи збуту, в межах якого приймається рішення відображено у таблиці 6.21.

Таблиця 6.21. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Програма повинна встановлюватись клієнту як додатковий модуль за окрему плату	Легість в встановленні, легкість в сплаті послуг	4: Розробник даного продукту - Дистриб'ютори - Користувач.	Проводити збут силами дистриб'юторів медичного обладнання

Оптимальною системою збуту було прийнято рішення проводити збут силами дистриб'юторів медичного обладнання.

На основі визначеної специфіки поведінки клієнтів було розроблено концепцію маркетингових комунікацій (таблиця 6.22), що включає поведінку цільових клієнтів, канали комунікацій, ключові позиції, обрані для позиціонування, Завдання рекламного повідомлення та концепцію рекламно звернення.

Таблиця 6.22. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Купують програми одразу з обладнанням	Дистриб'ютори медичного обладнання	Універсальність системи, система для вирішення неформалізованих задач	Довести, що програмний продукт зможе допомогти лікарям	Отримай кваліфікованого радника.

Основним каналами комунікацій, якими користуються цільові клієнти виступатимуть дистриб'ютори медичного обладнання.

Висновки до розділу 6

Розроблена система має переваги над існуючими конкурентами та може вирішувати певні задачі, що притаманні лікарям. Програма має шляхи подальшого розвитку, нові межі розширення та галузі застосування. Обрана технологія реалізації ідеї проекту -нативний інтерфейс користувача.

Основна цільова аудиторія – це працівники медичних закладів. Основним каналами комунікацій, якими користуються цільові клієнти виступатимуть дистриб'ютори медичного обладнання.

Основними вимогами до товару цільової аудиторії було виділено стабільність роботи, невисоку ціну, наявність пробного періоду та наявність документації.

Захист проекту буде реалізовано за рахунок захисту інтелектуальної власності. А також назва та контент буде захищено ліцензією МІТ.

ВИСНОВКИ

Задача моделювання функціонування системи дихання під час проведення курсу гіпокситерапії у хворих на ХОЗЛ полягає в тому, що під час сеансу буде проводитись обрахунок додаткових параметрів дихальної системи та передаватись на аналіз до експертної системи. В якості вхідних параметрів в систему подаються значення концентрації кисню та вуглекисого газу в дихальній суміші, дихальний об'єм та сатурація крові. В якості вихідних параметрів ми отримуємо 9 додаткових параметрів, які далі передаватимуться експертній системі для аналізу, а саме об'єм легенів, хвилинна вентиляція, парціальний тиск кисню та вуглекислого газу в дихальних шляхах, парціальний тиск кисню та вуглекислого газу в альвеолярному просторі, в венозній порції крові легеневих капілярів, в артеріальній порції крові тканинних капілярів.

Існує достатня кількість математичних моделей з певними перевагами та недоліками. Існуючі моделі дозволяють простежити рух повітря з атмосфери в легені, перенесення речовин в різні моменти часу, але описують тільки окремі ділянки легких, не враховують взаємодію органів людини між собою і не дають можливості прогнозувати функціональні порушення здоров'я людини, обумовлені шкідливим впливом чинників довкілля.

Наукова новизна розробленого програмного додатку полягає в тому, що автоматизовано процес проведення сеансу гіпокситерапії, що дозволяє своєчасно виявити погіршення стану здоров'я пацієнта та при необхідності зупинити сеанс.

Для реалізації модуля було обрано комплексну математичну модель, що описує динаміку газообміну в дихальній системі під час сеансу гіпокситерапії. Дана модель поєднує в собі модель встановлення діагнозу ХОЗЛ, модель динаміки обсягу легень та регуляції хвилинної вентиляції легень та модель динаміки транспорту респіраторних газів в організмі.

Програмний додаток існує як окремий модуль, що має можливість віддаленого підключення до експертної системи для отримання вхідних параметрів та передачі

результатів. Під час початку сеансу йде автоматичний запуск модуля та синхронізація для передачі даних. Також є можливість ручного розрахунку для перевірки контрольних прикладів.

Розроблене рішення дозволяє збільшити точність оцінки стану здоров'я пацієнта під час сеансу гіпокситерапії, за рахунок передачі до експертної системи ряду додаткових параметрів для обробки. Використання модуля передбачає наявність описаних правил для даних показників в експертній системі. Рішення передбачає розширення функціоналу за рахунок додавання нових обрахунків додаткових параметрів.

Розроблений програмний інтерфейс дозволяє виконати всі задані вимоги, а саме моделювання газообміну в дихальній системі під час сеансу гіпокситерапії, візуалізацію результатів в табличному та графічному вигляді. Програмний інтерфейс дозволяє користувачу провести розрахунки в ручному режимі. Реалізована архітектура програмного засобу дає можливість синхронізації з віддаленими модулями для отримання вхідних даних та передачі вихідних даних. Модулі даної системи можуть бути використані для подальшої модернізації, або як основа для нових систем. Бібліотеки передбачають оновлення та мають відкритий програмний код.

Розроблений програмний продукт має переваги над існуючими конкурентами та є конкурентноздатним на ринку. Програма має шляхи подальшого розвитку, визначені маркетингові стратегії та шляхи збуту. Основна цільова аудиторія – це медичні заклади, для яких важлива швидкість та якість розробки фінальної версії власного продукту та випуску її на ринок.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Barnes, P.J. Mechanisms in COPD: differences from asthma / P.J.Barnes // Chest. – 2000. – V.117, Suppl.2. – 10-14p.
2. Benallal H. Evaluation of cardiac output from a tidally ventilated homogeneous lung model / H. Benallal, K.C. Beck, B.D. Johnson, T. Busso. – Eur. J. Appl. Physiol. 2005. –V. 95. –153 – 162p.
3. Ben-Tal A. Simplified models for gas exchange in the human lungs / Ben-Tal A. – Journal of Theoretical Biology. 2006. –V. 238. – 474–495p.
4. Bobriakova I.L. Mathematical modeling of hypometabolism process with the objective to identify peculiarities of human organism during the work under condition of highlands / Bobriakova I.L. – Кибернетика и вычислительная техника. 2014. –Вып. 178. –64–69с.
5. Choi J. Multiscale numerical analysis of airflow in CT-based subject specific breathing human lungs/ Choi J. – University of Iowa, 2011. –259 p
6. Dworski, R. Oxidant stress in asthma / R. Dworski . – Thorax. 2000. – V.55 (Suppl.2). – 51–53p.
7. Global Strategy for the Diagnosis, Management, and Prevention of Chronic Obstructive Pulmonary Disease. Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease. 2011.– 151–250p.
8. Kleinstreuer. C. A new methodology for targeting drug-aerosols in the human respiratory system / Kleinstreuer. C., Zhanga Z., Lia Z., Roberts W.L., Rojasc C. – International Journal of Heat and Mass Transfer. 2008. – V. 51. – 5578–5589p.
9. Kuwahara F. A Porous Media Approach for Bifurcating Flow and Mass Transfer in a Human Lung / Kuwahara F., Sano Y., Liu J., Nakayama A. A. –J. Heat Transfer. 2009. –V. 131. № 10. – 74–98p.

10. Lambert A.R. Regional deposition of particles in an image-based airway model: CFD simulation and left-right lung ventilation asymmetry / Lambert A.R. – University of Iowa, 2010. – 68 p.
11. Reis A. H. Constructal theory of flow architecture of the lungs / Reis A. H., Miguel A. F., Aydin M. – Journal of Medical Physics. 2004. – V. 31. – 1135–1140p.
12. SWOT-аналіз [Електронний ресурс] // Навчальні матеріали онлайн – Режим доступу до ресурсу: <http://pidruchniki.com/1577111551903/marketing/swot-analiz>.
13. А. с. Україна. Моделювання легеневого газообміну хворих на ХОЗЛ в умовах гіпоксії / К. Р. Романюк, Л.Г. Полягушко, В.Г.Сліпченко (Україна). – заявл. 01.11.18.
14. Бреслав И.С. Физиология дыхания / Бреслав И.С. – Физиолог. журнал СССР. 1979. – No 1. – 3–14с.
15. Буслов В.А. Численные методы. Исследование функций. Решение уравнений / Буслов В.А., С.Л. Яковлев –СПб, 2001–174с
16. Вейбель Э.Р. Морфометрия легких человека. / Вейбель Э.Р.–М.: Медицина, 1970. –176с
17. Ганимедов В.Л. Течение воздуха в носовой полости человека. Результаты математического моделирования. / Ганимедов В.Л., Мучная М.И., Садовский А.С. – Российский журнал биомеханики. 2015. – Т. 19. № 1. – 37–51 с.
18. Грабова Н.И. Математические модели гипометаболизма как механизма адаптации функционального состояния организма человека / Грабова Н.И., Онопчук Ю.Н., Портниченко В.И. –Компьютерная математика. 2009. – No 1. – 120–129 с.
19. Гребенев А. Л. Пропедевтика внутренних болезней. / Гребенев А. Л. – М.: Медицина, 2001. –592 с.
20. Гриценко В.И. Биоэкомедицина. Единое информативное пространство / под ред. В.И. Гриценко. –Київ: Наук.думка, 2001. –314 с.
21. Дьяченко А. И. Исследование однокомпонентной модели механики легких / Дьяченко А. И. – Медицинская биомеханика. – Т. 1. – Рига, 1986. – 147–152с.

22. Дьяченко А. И. Математические модели действия гравитации на функции легких. / Дьяченко А. И., Шабельников В. Г. – М.: Наука, 1985. – 65–87 с.
23. Ермакова И.И. Математическое моделирование процессов терморегуляции у человека./ Ермакова И.И. – М.: ВИНТИ, 1987. – 137 с.
24. Ермакова И.И. О теплопереносе кровью / Ермакова И.И., Иванов К.П.// Физиология человека. 1987. – 13, № 1. – 103-108с.
25. Квашнин А. Как продвигать проекты коммерциализации технологий : серия методических материалов «Практические руководства для центров коммерциализации технологий» / М. Катешова, А. Квашнин, под рук. П. Линдхольма, – проект EuropeAid «Наука и коммерциализация технологий», 2006. – 52 с.
26. Квашнин А. Как управлять портфелем технологий и интеллектуальной собственностью : серия методических материалов «Практические руководства для центров коммерциализации технологий» / под рук. П. Линдхольма, – проект EuropeAid «Наука и коммерциализация технологий», 2006. – 60 с.
27. Колчинская А.З. Механизмы действия интервальной гипоксической тренировки. Интервальная гипоксическая тренировка (Эффективность. Механизмы действия)/ Колчинская А.З. –Сб. научн. тр. Киев, 1992.–107–113с.
28. Колчинская А.З. О классификации гипоксических состояний. Патологическая физиология и эксперимент. Терапия. / Колчинская А.З. 1981. Вып. 4. – 9–10 с.
29. Колчинская А.З. Вторичная тканевая гипоксия / под общ. Ред. А.З. Колчинской. –К. : Наук. думка. 1983. –253 с.
30. Комп'ютерне моделювання та оптимізація складних систем(КМОСС-2018) : матеріали IV Міжнародної науково-технічної конференції (м.Дніпро, 1-2 листопада 2018 року) / Міністерство освіти і науки України, Державний вищий навчальний заклад «Український державний хіміко-технологічний університет». – Дніпро:Баланс-клуб, 2018. –104-106 с.
31. Лиссова О.И. Регуляция кровообращения. Экспериментальное и математическое исследование. / Лиссова О.И., Палец Б.Л., Береговский Б.А. – Киев.: Наук, думка, 1977. – 160 с.

32. Лозийчук Н.Г. Математические модели системы терморегуляции организма и их анализ / Лозийчук Н.Г., Онопчук Ю.Н. // Кибернетика и системный анализ. – 1995. – №4. – 144-158с.
33. Любимов Г.А. Модели легких человека и исследование с их помощью механики дыхания. / Любимов Г.А. – Труды математического института им В.А. Стеклова. 1998. Т. 223. –196–206 с.
34. Лябах Е.Г. Изучение гипоксии в скелетной мышце на математической модели. Специальная и клиническая физиология гипоксических состояний. / Лябах Е.Г. Киев: Наук. думка, 1979. – 189–194 с.
35. Маллинс, Дж. Поиск бизнес-модели : как спасти стартап, вовремя сменив план / Дж. Маллинс, Р. Комисар ; пер. с англ. М. Пуксанти и Е. Бакушевой. – Москва : Манн, Иванов и Фербер, 2012. – 329 с.
36. Марчук Г.И. Математическое моделирование в проблеме окружающей среды. / Марчук Г.И. – М.:Наука, 1982. – 320 с.
37. Матюшев Т.В. Математическое моделирование динамики показателей газообмена человека в условиях гипоксии / Матюшев Т.В., Дворников М.В., Богомоллов А.В., Кукушкин Ю.А., Поляков А.В. – Математическое моделирование. 2014. – 51-64 с.
38. Модель п'яти сил конкуренції за М. Портером [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://stud.com.ua/45490/ekonomika/>.
39. Молчанова Н.И. О роли гипоксии в саморегуляции системы дыхания при физнагрузке. / Молчанова Н.И., Марченко Д.И. – Кибернетика. 1986. –93–96с.
40. Мудрик В.И. Особенности развития кислородной недостаточности у человека под влиянием мышечной деятельности умеренной интенсивности. Специальная и клиническая физиология гипоксических состояний. / Мудрик В.И. – Киев: Наук. думка, 1979. –173-178 с.
41. Онопчук Ю.Н. Равновесные системы и переходные процессы в системах внешнего дыхания и кровообращения. Исследования на математической модели. / Онопчук Ю.Н. – Кибернетика. 1991. –136-139 с.
42. Онопчук Ю.Н. Равновесные состояния и переходные процессы в системах

внешнего дыхания и кровообращения. Исследования на математической модели / Онопчук Ю.Н. // Кибернетика. 1986. – № 3. – 97-99с.

43. Онопчук Ю.Н. Динамика кислородных режимов организма в условиях гипоксии / Онопчук Ю.Н., Марченко Д.И. // Кибернетика. 1983, – 120-122 с.
44. Пат. 2262889 Российская Федерация, МПК Н 04 В 1/38, Н 04 J 13/00. Способ прогнозирования стабильного течения хронической обструктивной болезни легких / Колосов А.В.; заявитель и патентообладатель Государственное учреждение Дальневосточный научный центр физиологии и патологии дыхания СО РАМН. – опубл. 13.09.2009
45. Пат. 2310381 Российская Федерация, МПК Н 04 В 1/38, Н 04 J 13/00. Способ дифференциальной диагностики бронхиальной астмы, хронического бронхита и хронической обструктивной болезни легких / Волкова Л.И.; заявитель и патентообладатель ГУ научно-исследовательский институт медицинских проблем Севера СО РАМН. – опубл. 20.11.2007.
46. Петруненок А. Оценка коммерческой привлекательности проекта [Электронный ресурс] // Технологический бизнес. – 1999. – № 2. Режим доступа: <http://www.techbusiness.ru/tb/archiv/number2/page01.htm>
47. Пирогова Е.Л. Количественная оценка уровня здоровья лиц разного возраста и способ его прогнозирования / Пирогова Е.Л. // Сб. тр. науч. конф. «Здоровье человека: технология формирования здравоохранителя в системах образования и здравоохранения Украины». – Днепропетровск, 1995. – Вып. 2. – 20-22 с.
48. Полинквич К.Б. Конфликтные ситуации при регулировании основной функции системы дыхания организма и математические модели их разрешения. / Полинквич К.Б., Онопчук Ю.Н. // Кибернетика. 1986. – 100-104с.
49. Пустовойт О.Г. Индекс состояния систем организма / Пустовойт О.Г., Котова А.Б. // Кибернетика и вычисл. техника. 1994. – Вып. 102. – 8-12с.
50. Растрингин Л.А. Адаптация сложных систем. / Растрингин Л.А. – Рига: Зинатис, 1981. – 375 с.

51. Симаков С.С. Численный анализ воздействия акустических возмущений на функцию легких и гемодинамику малого круга кровообращения / Симаков С.С., Холодов А.С. // Медицина в зеркале информатики. — М.: Наука, 2008. — 124–170с.
52. Тиль, П. От нуля к единице : как создать стартап, который изменит будущее / П. Тиль, Б. Мастерс; перевод с англ. — Москва : Альпина паблишер, 2015. — 188 с.
53. Филиппов М.М. Режимы массопереноса кислорода и углекислого газа при мышечной деятельности. Специальная и клиническая физиология гипоксических состояний. / Филиппов М.М. — К. : Наук. думка, 1979. — 208–214 с.
54. Фомин В.М. Исследование течения воздуха в носовой полости человека. Прикладная механика и техническая физика. / Фомин В.М., Ветлущий В.Н., Ганимедов В.Л., Мучная М.И., Шепеленко В.Н., Мельников М.Н., Савина А.А. 2010. — Т. 51. № 2. — 107–115 с.
55. Фомин В.М. Численное моделирование течения воздуха в носовой полости человека с имитацией применения клинического метода передней активной риноманометрии. Прикладная механика и техническая физика./ Фомин В.М., Ганимедов В.Л., Мельников М.Н., Мучная М.И., Садовский А.С., Шепеленко В.И. 2012. — Т. 53. № 1. — 58–66 с.
56. Харниш В. Правила прибыльных стартапов : как расти и зарабатывать деньги / В. Харниш ; пер. с англ. В. Хозинского. — Москва : Манн, Иванов и Фербер, 2012. — 279 с.
57. Холодов А.С. Некоторые динамические модели внешнего дыхания и кровообращения с учетом их связности и переноса веществ / Холодов А.С. // Компьютерные модели и прогресс медицины — М.:Наука, 2001. — 127–163с.
58. Цибульов П. М. Управління інтелектуальною власністю : монографія/ Цибульов П. М., Чеботарьов В. П., Зінов В. Г. , Суїні Ю., за ред. П. М. Цибульова. — К. : «К. І. С.», 2005. — 448 с.

59. Шкляр Б.С. Диагностика внутренних болезней. / Шкляр Б.С. – Киев: Высшая школа, 1972. –516 с.
60. Шмелев, Е.И. Бронхиальная астма в сочетании с хронической обструктивной болезнью легких: стратегические проблемы терапии / Е.И.Шмелев // Consilium medicum.2006. –№8. – 846-851с.
61. Экланд С. Ангелы, драконы и стервятники : как привлечь правильных инвесторов в свой стартап и сохранить бизнес / С. Экланд ; пер. с англ. О. Терентьевой. – Москва : Манн, Иванов и Фербер, 2011. – 275 с.

ДОДАТОК А

Апробації

УКР.НТУУ “КПІ”.ТМ31140_18М

Аркушів 8

2018

ДОДАТОК Б

Акт впровадження

УКР.НТУУ “КП”.ТМ31140_18М

Аркушів 2

2018